

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA FIXÁTORU DOLNÍ KONČETINY ORTHOFIX

STRESS STRAIN ANALYSIS OF INFERIOS LIMB WITH FIXATOR TYPE ORTHOFIX

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MICHAL MRÁZEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

Abstrakt

Deformačně napěťová analýza fixátoru dolní končetiny Orthofix

Cílem této práce je deformačně napěťová analýza fixátoru Orthofix aplikovaného na dolní končetině. Úvod práce je věnován rešeršním studiím dostupné odborné literatury. Vybrané rešerše jsou zaměřeny na možnosti léčby, aplikace a řešení fixace dlouhých kostí. Dále je v diplomové práci vytvořen parametrický model fixátoru a tibie v CAD systému CATIA. Model fixátoru umožňuje vytvoření různých geometrických variant simulujících možná nastavení fixátoru a zatížení silovou dvojicí v rozmezí 1–10 Nm. Takto popsané geometrické a zatěžující stavy fixátoru jsou řešeny metodou MKP ve výpočtovém prostředí ANSYS. Jednotlivá řešení stavů fixátoru Orthofix jsou podrobena deformačně napěťové analýze.

Abstract

Stress strain analysis of inferios limb with fixator type Orthofix

This diploma thesis aims to create a stress strain analysis of Orthofix external fixator applied to lower limb. The introduction summarizes the background research in available scientific publications, targetting the alternatives of treatment, namely application and fixation solutions of long bones. Furthermore parametric models of the fixator and tibia are created in CAD system CATIA. The fixator model enables to create different geometric variations simulating possible fixator settings and moment load in the range of 1-10 Nm. These geometric and loading states of fixator are solved via FEM in ANSYS. Single versions of the states of Orthofix fixator are then subjected to the stress strain analysis.

Bibliografická citace

MRÁZEK, M. Deformačně a napěťová analýza fixátoru dolní končetiny Orthofix. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 70 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Prohlášení o autorství

Prohlašuji tímto, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a na základě uvedené literatury.

V Brně 21.5.2008

Michal Mrázek

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za cenné připomínky při řešení této práce. Rád bych také poděkoval Ing. Zdence Sant, PhD. z University of Malta za cenné rady a možnost studijního pobytu. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat svým rodičům, kteří mne po celou dobu studia podporovali a kterým vděčím za své dosavadní vzdělání.

Obsah

1	ÚVOD	7
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	9
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ	10
3.1	Formulace problému	10
3.2	Cíle řešení	10
4	ANALÝZA METODY ŘEŠENÍ	11
5	REŠERŠNÍ STUDIE	12
6	ANATOMIE KONČETIN	18
6.1	Popis směrů a označení rovin v anatomii	18
6.2	Soustava skeletní	20
6.3	Základní rozdělení kostí a jejich stavba	21
6.3.1	Rozdělení kostí	21
6.3.2	Stavba kosti	22
6.3.3	Makrostruktura kosti	22
6.3.4	Mikrostruktura kosti	24
6.4	Kostra končetin	25
6.5	Kost holenní (<i>tibie</i>)	25
7	ZEVNÍ FIXACE	27
7.1	Historie zevní fixace	29
7.2	Moderní metody zevní fixace dlouhých kostí	31
7.2.1	Produkty firmy Orthofix	31
7.2.2	Produkty firmy Synthes	36
8	TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU	38
8.1	Tvorba modelu geometrie	38
8.1.1	Model fixátoru	38
8.1.2	Modely kostí	40
8.1.3	Modely geometrických variant sestavy fixátoru a kosti	40
8.2	Model materiálu prvků fixátoru	42
8.3	Model materiálu kostní tkáně	42
8.3.1	Mechanické vlastnosti kostní tkáně	42
8.3.2	Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně	43
8.3.3	Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně	44
8.3.4	Určení hodnot mechanických vlastností kostní tkáně	44

8.4	Diskretizace řešené oblasti	45
8.4.1	Prvky 186 a 187	46
8.4.2	Prvky 170 a 174	46
8.5	Model vazeb	47
8.6	Model okrajových podmínek	47
8.6.1	Zatížení výpočtového modelu	47
8.6.2	Výpočtové modely kostí	48
8.6.3	Výpočtové modely sestavy kost-fixátor	48
9	PŘEDBĚŽNÝ VÝPOČET	49
9.1	Deformace soustavy	49
9.2	Deformace tibie	50
9.3	Zhodnocení předběžného výpočtu	50
10	CITLIVOSTNÍ ANALÝZA	51
10.1	Nastavení řešiče z pohledu velkých přetvoření	51
10.2	Vliv hodnot materiálových charakteristik	52
10.3	Vliv tloušťky kortikální kostní tkáně	54
10.4	Vliv hustoty diskretizace na přesnost řešení	55
11	HARDWAROVÉ VYBAVENÍ	57
12	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	58
12.1	Posuvy jednotlivých kostí v závislosti na nastavení a zatížení	59
12.2	Výsledky pro variantu 8 Nm	60
12.2.1	Verze modelu 14-0-0	60
12.2.2	Verze modelu 34-22-22	63
12.2.3	Model tibie	65
13	ZÁVĚR	67
	LITERATURA	68
	PŘÍLOHA	70

Kapitola 1

ÚVOD

Člověk se dostává ve svém životě do pohybově kolizních situací. V některých případech tyto situace končí zlomeninou kosti. Kolize tohoto typu postihují člověka od nejútlejšího věku přes produkční období až do smrti. Příchod člověka na svět jistě nepatří k nejjednodušším životním situacím a v některých případech dojde ke zlomenině klíční kosti, případně poškození kosti pažní. U novorozence je hojení vzhledem k počáteční fázi osifikace zpravidla bezproblémové, což částečně platí i u malých dětí.

Zcela jiná situace je ve stáří, kdy dochází k významnému úbytku a změně mechanických vlastností, jak pružných prvků (chrupavky, vazy, svaly), tak kostní tkáně. Vše ubývá a křehne. Metabolismus a obnova tkání se zpomalují a hojení se stává problematické.

Nyní se dostáváme na počátek produktivního věku. Patří nám celý svět. Nic není nemožné, žádné zatížení není nepřekonatelné, žádné výšiny nejsou dostatečně vysoké, nic není dostatečně rychlé. Pokud z tohoto opojení vyjdeme „pouze“ se zlomeninou, může, ale nemusí to pro nás být dobré. Každý segment zlomené kosti může člověku poškodit životně důležitý orgán.

Dále se zaměříme na poměrně úzkou, ale početnou skupinu zlomenin dlouhých kostí. Zde jde především o zachování tvarů a rozměrů kostí a rychlé zhojení zlomeniny. První požadavek souvisí se změnami, resp. nárůstem a namáháním kloubů, druhý s rychlým návratem do produktivního života.

Příčina zlomení kosti v lidském těle je jedna jediná a tou je překročení její únosnosti. Překročení únosnosti můžeme „dosáhnout“ celou řadou faktorů, které lze rozdělit do dvou základních skupin. První skupinu tvoří parametry zatížení, druhou parametry související s odolností kosti na působící zatížení, tedy materiálovými vlastnostmi kosti.

V případě zatížení máme na mysli nejenom intenzitu, ale také charakter zatížení (statické, dynamické - rázové, cyklické). Dojde-li ke zlomenině, pak zřejmě nastal některý z mezních stavů porušení kosti. Tyto mezní stavy jsou u živých tkání velmi obtížně kvantifikovatelné, ale kvalitativně můžeme posoudit, které jevy je ovlivňují pozitivně a které negativně. Také na globální úrovni, a to i kvantitativně, jsme schopni posoudit pozitivní a negativní vliv jednotlivých typů stabilizace zlomenin.

Ošetření zlomenin dlouhých kostí prodělalo a stále prodělává svůj vývoj. V dobách dávno minulých si lidé uvědomovali, že při vzniku zlomeniny je vhodné použít metodu, která by zafixovala zlomeninu. Nejběžněji se používaly různé dřevěné dlahy. Později se začalo používat fixování sádkou, což přineslo stejně jako fixování dřevěnými dlahami značné nevýhody z pohledu snížení komfortu pacienta. Zlomenina musela být fixována takovým způsobem, že klouby nad a pod zlomeninou se musely znehybnit. Pozdějším vývojem, především v období druhé světové války, kdy bylo nutné fixovat složité fraktury, nastupují v masivní míře mechanické fixátory. Ty mohly a dodnes můžou fixovat zlomeninu vnitřně

nebo zevně. Vzniká vnitřní a zevní (externí) stabilizace. U externí stabilizace není nutné provádět fixaci nad a pod klouby, je značně šetrnější v oblasti pohyblivosti pacienta. Pokud je zvolena vhodná verze stabilizace, vzniká často kvalitnější zhojení jednotlivých fragmentů kostí. Z uvedeného je zřejmé, že „stabilizace“ pomocí fixátoru může podstatně ovlivnit efektivitu a kvalitu léčení zlomeniny.

Kapitola 2

POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

„Stabilizace“ zlomenin dlouhých kostí pomocí fixátoru od počátků druhé světové války prodělala svůj vývoj. Na základě vývoje a současných klinických zkušeností můžeme vytipovat základní požadavky, které musí dobrý fixátor splňovat:

- schopnost fixovat zlomeninu po celou dobu léčby v požadované pozici, stabilizaci zlomenin daného typu po dobu léčby,
- stabilizaci zlomeniny splňující požadavky rehabilitace a léčebného procesu,
- jednoduchost aplikace a následného odstranění,
- minimální zásah do organismu - minimální invazivnost,
- použité materiály musí být přijatelné pro organismus (bioneutralita, biokompatibilita použitých materiálů),
- snadné provádění sterilizace pro následné použití,
- možnost změny tuhosti fixátoru v průběhu léčby.

Léčba zlomenin je dlouhodobý proces, v jehož průběhu musí být hojící se kost zatěžována. Zatížení souvisí s důležitými funkcemi organismu a správným procesem hojení. Splnění podmínek stabilizace vyžaduje dostatečnou tuhost hojící se soustavy.

K jejímu posouzení je nezbytná deformačně napěťová analýza. Deformačně napěťová analýza stabilizované zlomeniny s fixátorem není nutná pouze v případě návrhu nového fixátoru, ale je vhodná také z hlediska klinického posouzení již existujících fixátorů. Správná interpretace výsledků analýzy umožňuje lékaři výběr fixátoru na základě komplexního souboru informací.

Deformačně napěťová analýza soustavy stabilizované zlomeniny s fixátorem v důsledku geometrické, materiálové a vazbové složitosti obsahuje řadu dílčích problémů, které je potřeba řešit.

Kapitola 3

FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

3.1 Formulace problému

Deformačně napěťová analýza soustavy stabilizované zlomeniny tibie se zevním fixátorem.

3.2 Cíle řešení

V návaznosti na spolupráci s Úrazovou nemocnicí v Brně týkající se řešení problémů stabilizace zlomenin dolní končetiny pomocí zevních fixátorů je cílem této práce:

Deformačně napěťová analýza soustavy stabilizované zlomeniny tibie se zevním fixátorem Orthofix.

Kapitola 4

ANALÝZA METODY ŘEŠENÍ

K problému deformačně napěťové analýzy je možné přistupovat buď experimentálním nebo výpočtovým modelováním. Experimentální modelování formulovaného problému je značně náročné na vytvoření biologického vzorku a experimentální techniku. Výsledky experimentálního modelování se obtížně zobecňují. Naopak, na základě výpočtového modelování je možné simulovat stavy, které mohou nastat v klinické praxi. Vybavení pro výpočtové modelování formulovaného problému, které je k dispozici pro zpracování diplomové práce na ÚMTMB, je zcela vyhovující. Na základě uvedené analýzy bylo přistoupeno k výpočtovému řešení formulovaného problému. Výpočet bude proveden metodou konečných prvků pomocí výpočtového systému ANSYS 11.

Kapitola 5

REŠERŠNÍ STUDIE

Předmětem těchto rešeršních studií bylo nalézt práce zabývající se numerickým a experimentálním řešením problematiky externího fixování dlouhých kostí. Velkým přínosem v této oblasti byl studijní pobyt na University of Malta pod vedením Ing. Zdenky Sant, PhD.

Arthroscopy-assisted combined external and internal fixation of a pilon fracture of the tibia

Cetik, O., Çift, H., Ari, M., Comert, B.,
Hong Kong Med J. 2007; 13:403-5

Práce se zabývá studií chování externího fixátoru, který byl po zranění aplikován 42-letému pacientovi. Zranění bylo kategorizováno podle Rüedi-Allgöwer a bylo typu III. Jelikož došlo k otoku, pacient byl operován až po 8 dnech hospitalizace. Pro fixaci byl použit kloubovitý typ kotníkového fixátoru (Orthofix). Fixátor byl aplikován pod rentgenovým prosvětlením a byl fixován jedním Schanzonovým šroubem do kosti hlezenní, jedním do postero-superiorní části patní kosti a třemi do diafýzy proximální části tibie. Poté pod rentgenovým prosvícením byla aplikována distrakce. Ke kontrole kloubních ploch byla použita artroskopie. Článek dále popisuje další zacházení s fixátorem během léčby. Autoři popisují výhody léčby pomocí externí a interní fixace. Jako výhodu uvádějí následující fakta: minimalizuje se pooperační komplikace po těžkém úrazu, minimální množství invazivních částí v končetině.

Hodnocení: Článek popisuje jedno z mnoha využití externí fixace. Je zde názorná ukázka kombinace této techniky s vnitřní fixací a možnosti jejich kombinace.

Axial movement and tibial fractures

Kenwright, J., Richardson, J.B., Cunningham, J.L., White, S.H., Goodship, A.E., Adams, M.A., Magnussen, P.A., Newman, J.H.

J Bone Joint Surg [Br] 1991, VOL. 73-B, No. 4, July 1991

Příspěvek pojednává o léčbě fraktury tibie pomocí externího fixátoru, který pomocí impulzů o frekvenci 0,5 Hz a posuvu 1 mm působí na frakturu tibie. Léčba pomocí mikroimpulzů byla prováděna 7 dnů, každý den po 20 minutách.

- Práce se zabývá maximálním přenositelným momentem v různých stavech hojení fraktury tibie vlivem aplikované léčby.
- Popisuje poznatky v léčbě fraktury s použitím efektu mikropulzace.

Hodnocení: Vědecký příspěvek hovoří o metodě mikropulzace a hodnotí výsledky dosažené při používání této metody. Přínosem je poučení, že fixátor by měl dosahovat optimální tuhosti z důvodu rychlejšího srůstu kostní tkáně.

Current Concepts In External Fixation

Zgonis, T., Jolly, G.P., Blume, P.

<http://www.podiatrytoday.com>, April 2003, V.16, Issue 4

Článek pojednává o aktuálních způsobech používání externích fixátorů. Zabývá se hodnocením výhod a nevýhod spojených s používáním externí fixace v dolní končetině a kotníku. Autoři pomocí určitých klíčů vyhodnocují situaci. Pomocí klíčů se snaží objektivně určit výhody a nevýhody při použití externí fixace. Svou práci autoři zaměřují na použití Ilizarova fixátoru a hodnotí výhody a nevýhody. Článek je rozdělen do následujících skupin.

- Hodnocení výhod externí fixace
- Přehled literatury zabývající se danou tematikou
- Artropatie
- Poslední myšlenka

Můžeme se zde také krátce dočíst o historii používání fixátoru od aplikace první kompresní spojky v roce 1955 až k zařízením, která se používala do roku 2002.

Hodnocení: Autoři popisují vývoj fixace od jejích prvních aplikací až po dnešní četné využívání. Článek poukazuje na možné aplikace Ilizarova fixátoru. Je zde také zmínka o vhodnosti změny tuhosti fixátoru jako vhodném zefektivnění léčby zlomenin dlouhých kostí.

Distal Tibial Reconstruction with Use of a Circular External Fixator and an Intramedullary Nail, The Combined Technique

Eralp, L., Kocaoglu, M., Yusof, N.M., Bulbul, M.

© 2007 The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., 10.2106/JBJS.F.01579

Studie se zabývá problematikou rekonstrukce tibie za použití externí fixace. Zabývá se kombinačními technikami v případě, kdy je zapotřebí fixovat nestabilní kotník, frakturu tibie a při prodlužování končetin.

V období mezi rokem 2002 až 2005 bylo šest pacientů, ve věkovém rozmezí sedmnácti až sedmdesáti lety, kteří podstoupili rekonstrukci tibie a kotníku s použitím kruhového externího fixátoru nebo nitrodřeňového hřebu. Předmětem léčby byl distální defekt tibie způsobený chronickým zánětem, rakovinným nádorem nebo prodlužováním kosti kombinovaný s nestabilitou kotníku. Výsledky získané z tohoto experimentu byly následující. Průměrná hodnota velikosti chybějící kostní tkáně u tří pacientů byla 5,3 cm a zkrácení kostní tkáně u zbylých tří pacientů bylo v průměru 5,25 cm. Hodnota koeficientu dorůstání a přetváření kostní tkáně po dobu 3,5 měsíce byla stanovena na 0,57 měsíce/cm. Všechny šest pacientů nemělo komplikace se srůstem kostní tkáně. Je zde konstatováno, jak obtížné je rozdělení zranění podle Paleyho kritérií.

Hodnocení: Studie přináší důležité informace týkající se srůstu kostní tkáně na distální části tibie s použitím kombinovaných fixačních technik.

Direct Measurement of 3D Force and Moment on Lower-Limb Osseointegrated Fixation

Lee, W., Frossard, L., Hagberg, K., Haggstrom, E., Lee Gow, D., Gray, S., Branemark, R.

<http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/144-Lee.pdf>

Článek se zabývá měřením průběhů zatěžujících sil a momentů na dolní končetině. Měření se provádělo u dvanácti osob, které měly amputovanou dolní končetinu. Končetina byla nahrazena umělou náhradou, která umožňovala měřit momenty ve třech směrech a síly působící na tuto končetinu. Ve směru antero-posteriorní, medio-laterální a okolo osy rotace náhrady. Měření se provádělo u osob s průměrným věkovým rozmezím 54 ± 12 let a váha jedince se v průměru pohybovala v rozsahu $84,3 \pm 16,3$ kg. Pacient měl během testu ujít vzdálenost, která se skládala z 51 ± 12 kroků, při níž se provádělo měření. Získaný záznam obsahoval data z měřicího zařízení v závislosti na časovém průběhu jednotlivých kroků. Test probíhal na klinice v Austrálii a ve Švýcarsku. Výsledky byly poté zpracovány pomocí softwaru Matlab.

Výsledky měření dokumentují skutečný průběh jednotlivých zatěžujících sil a momentů na náhradu dolní končetiny. Z hodnot je zřejmé, že největší zatěžující momenty vznikají ve směru antero-posteriorním. Nejmenší pak vznikají ve směru axiálním.

Hodnocení: Práce názorně dokumentuje průběh jednotlivých momentů při chůzi, a tím i jednotlivé zatěžování dolní končetiny. Názorně je zde v grafech uveden časový průběh zatěžování při našlapování. Vědecký článek obsahuje hodnoty zatěžování náhrady, které by byly jiným způsobem těžce získatelné.

Dynamization of tibial fracture

Richardson, J.B., Gardner, T.N., Hardy, J.R.W., Evans, M., Kuiper, J.H., Kenwright, J.
J Bone Joint Surg [Br] 1995; 77-B:412-6

Článek se zabývá chováním při změně poddajnosti fixace na diafyzální tibiální fraktuře léčené pomocí axiálního externího fixátoru Orthofix.

- Autoři ke svým poznatkům dochází pomocí experimentálního měření na šesti mužských pacientech ve věkovém rozmezí 22 až 57 let.
- Fixátor byl aplikován se šesti šrouby (délka 130 mm) v anteriomedialní poloze po dobu šesti týdnů a poté byla aplikována dlaha.
- Práce pojednává o problematice měření a hodnocení vzájemných posuvů kostní tkáně s aplikovaným fixátorem a bez fixátoru při rotačním namáhání končetiny u různých typů fraktur.
- Studuje zatížení, které je přenášeno v různých stádiích srůstu kostní tkáně.
- Přehledně jsou zde zpracovány výsledky dosažené při tomto experimentu a vyneseny do grafů.
- Autoři v závěru zdůrazňují skutečnost, že pro vhodné nalezení hodnot natočení částí kostní tkáně je důležité uvážit efekt poddajnosti fixátoru (jak na laterální, tak i na mediální straně) a progresivní uzavření fraktury.

Hodnocení: Článek řeší problematiku srůstu tibiální zlomeniny při použití externí fixace. Zabývá se vzájemným rotačním posuvem v průběhu hojení a přenosem sil. Zdůrazňuje rozdílnost posuvů u jednotlivých pacientů po dvou týdnech. Je pro mne motivací při řešení tuhosti fixátoru a vzájemných posuvů mezi kostní tkání.

The Economic Impact of Reprocessing External Fixation Components

Horwitz, D.S., Schabel, K.L.S., Higgins, T.F.

The Journal of Bone and Joint Surgery (American). 2007; 89:2132-2136.

Studie se zabývá otázkou, zda je vhodné opětovně používat komponenty fixátoru. Provádí se zde vhodnost využití u fixátoru typu Hoffmann-II. Požadavek je, že komponenty mohou být použity maximálně třikrát, a z tohoto se pak dále počítá následná úspora v nemocnici. V práci jsou uvedeny jednotlivé úspory při znovu udělených certifikacích. V závěru autoři hovoří o bezpečnosti znovu-užití externí fixace a potvrzení výhod opětovného použití z ekonomického hlediska.

Hodnocení: Ačkoliv daný příspěvek nesouvisí přímo s řešením externí fixace, má pro mne přínos z hlediska informativního tím, že ukazuje průřez z hlediska nákladů spojených s reprodukovatelností použití externí fixace. Ukazuje, jak je tato metoda v léčbě zlomenin přínosná nejen pro pacienta, ale i pro zdravotnická zařízení využívající této metody.

Enzymatic Activities in Limb Muscles Subjected to External Fixation With Ring-hybrid Frames

Reznick, A.Z., Coleman, R., Stein, H., Phil, D

www.ORTHOSuperSite.com, April 2007, Vol.30, N.4

Příspěvek se zabývá studií enzymatických aktivit na svalstvu končetin, přes které prochází zevní fixátor. Výzkum byl proveden na švýcarských horských ovcích. Metodika výzkumu byla následující.

- Průměrná hmotnost zvířete byla 62 kg.
- Bylo provedeno rozdělení do dvou skupin A a B.
- Ve skupině A byla provedena osteotomie centrální části diafýzy o velikosti 25 mm.
- Ve skupině B se provedla proximální osteotomie o velikosti 20 mm, kde volný segment byl fixován.
- Poté po klidové době 72 hodin bylo provedeno zneklidnění části kosti posuvem o 0,3 mm v osmihodinových intervalech.
- Kostní tkáň byla rekonstruována 28 dnů a poté byl fixátor odstraněn.

Výsledky z tohoto experimentu jsou zde zaznamenány přehledně do tabulky, ze které je patrný vývoj kreatin fosfátu ve svalech v okolí zlomeniny.

Hodnocení: Náznorně je zde popsáno ovlivnění měkkých tkání v okolí zlomeniny, která je fixována pomocí externího fixátoru.

Knee Tibial Internal-External Rotation after ACL Reconstruction

Georgoulis, A.D., Ristanis, S., Giakas, G., Moraiti, T., Papageorgiou, C., Stergiou, N.

<http://gait.aidi.udel.edu/gaitlab/gcma/info/abstracts/O12.abs20102.pdf>

Práce se zabývá kinematikou kolena po ACL rekonstrukci. Během léčby byl pacientovi aplikován kolenní fixátor, který fixoval kolenní část spolu s tibií. Pacient byl pozorován po dobu od 6. do 40. měsíce po léčbě, kdy se zjišťovalo, jaký měla externí fixace vliv na možnost rotace kolena u zdravého jedince a u pacienta s aplikovaným fixátorem. Autoři se ve své práci také zmiňují o teoretickém předpokladu rotace a naměřených hodnotách. Konstatují, že se potvrdily jejich teoretické předpoklady možnosti rotace kolena.

Hodnocení: Studie velice názorně ukazuje změny v možnostech rotace kolena po aplikaci fixátoru.

Measuring multi-dimensional, time-dependent mechanical properties of a human tibial fracture using an automated system

Ogrodnik, P.J., Moorcroft, C.I., Thomas, P.B.

Proc. IMechE, Vol. 221 Part H: J. Engineering in Medicine, 2007

Práce se zabývá dlouhodobým výzkumem hojení fraktury tibie. Výsledky jsou získávány pomocí upraveného externího fixátoru, který je osazen měřicími prvky.

- Bylo provedeno pozorování svalku na tibii a provedeno měření maximálního přenášeného zatížení.
- Fixátor byl aplikován přibližně 18 týdnů.
- Výsledky ukazují nelineární chování svalku a zvyšování měřeného napětí ve fraktuře.
- Mezi další poznatky patří, že externí fixátory umožňují drobnou axiální rotaci a posuvy díky axiální poddajnosti, která způsobuje formování svalku.

Hodnocení: Studie velmi názorně popisuje způsob zatěžování při experimentu. Jsou zde přehledně zpracovány výsledky, ze kterých je patrné chování soustavy fixátor-tibiální svalek v závislosti na směru zatížení.

Kapitola 6

ANATOMIE KONČETIN

Při tvorbě výpočtového modelu a případné komunikaci s lékaři je nutné respektovat základní poznatky z anatomie dolní končetiny z hlediska struktury a stavby.

V této kapitole je proto uveden přehled základních rovin a směrů, které jsou používány v anatomii a histologii, a dále popis struktury jednotlivých komponentů.

6.1 Popis směrů a označení rovin v anatomii

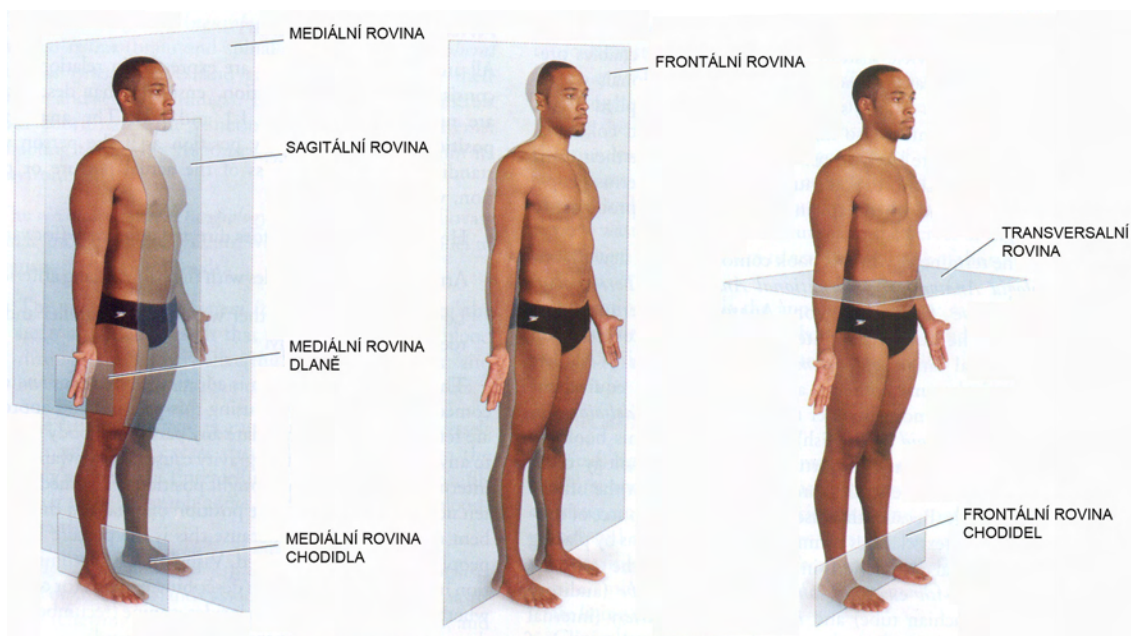
Označení rovin těla:

- **rovina mediální**
Svislá rovina jdoucí zepředu dozadu středem těla. Dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny.
- **rovina sagitální**
Je jakákoli další předozadní rovina rovnoběžná s mediální rovinou.
- **rovina frontální**
Svislá rovina, rovnoběžná s čelem a zároveň kolmá na mediální rovinu.
- **rovina transversální**
Horizontální rovina kolmá na rovinu mediální a frontální.
- **rovina longitudální**
Podelná rovina končetiny. Ve vzpřímeném stoji odpovídá rovině sagitální.

Popis hlavních směrů:

- **superior** – horní
- **inferior** – dolní
- **cranialis** – směrem k hlavě
- **caudalis** – směrem k dolnímu konci těla
- **anterior** (ventralis) – přední
- **posterior** (dorsalis) – zadní

- **medialis** – vnitřní
- **lateralis** – vnější (boční)
- **internus** – vnitřní
- **externus** – zevní



Obrázek 6.1: Základní přehled rovin v anatomii [5]

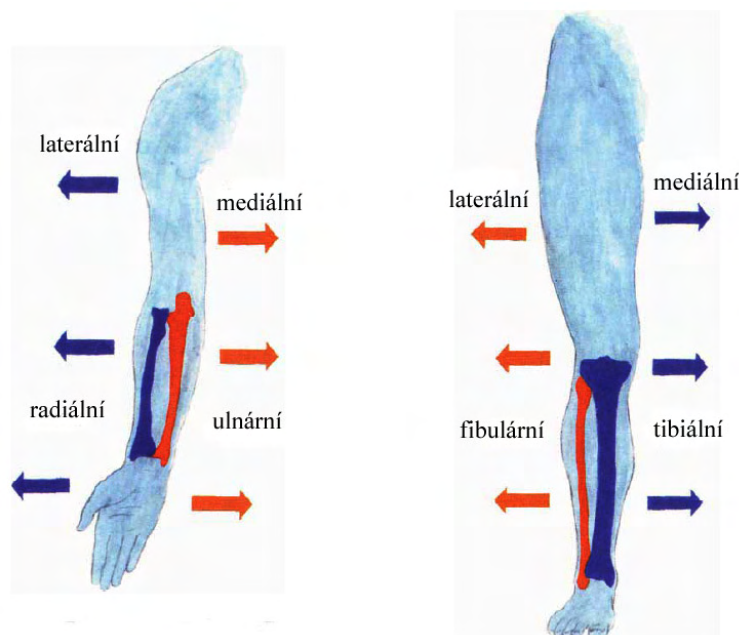
Popis směrů na končetinách:

Na předloktí a ruce

- **ulnaris** - vnitřní, tj. bližší ke kosti loketní
- **radialis** - zevní, vnější, tj. bližší ke kosti vřetenní
- **palmaris** - dlaňový, tj. uložený směrem do dlaně
- **dorsalis** - hřbetní, tj. uložený směrem do hřbetu ruky

Na bérce a dolní končetině

- **tibialis** - vnitřní, tj. bližší ke kosti holenní, tibii
- **fibularis** - zevní, vnější, tj. bližší ke kosti lýtkové, fibule
- **plantaris** - chodidlový, tj. uložený směrem k plosce nohy
- **dorsalis** - hřbetní, tj. uložený do hřbetu nohy



Obrázek 6.2: Směry na končetinách [2]

Některá latinská názvosloví budou použita dále v této práci v počestěné podobě, například: mediální, laterální, dorsální, atd.

6.2 Soustava skeletní

Je to lehká a pevná struktura lidského těla, důmyslný orgán velice nezbytný pro život. V lidském těle má funkci ochrannou a podpůrnou. Bez této pasivní pohybové soustavy by se člověk nemohl pohybovat a jeho vnitřní orgány by byly velice zranitelné. Skelet člověka má mimo jiné také význam jako výrobní červených krvinek v těle, které jsou produkovány v kostní dřeni (*medulla ossium*). Kostní tkáň slouží také jako zásobárna minerálních látek pro lidské tělo.

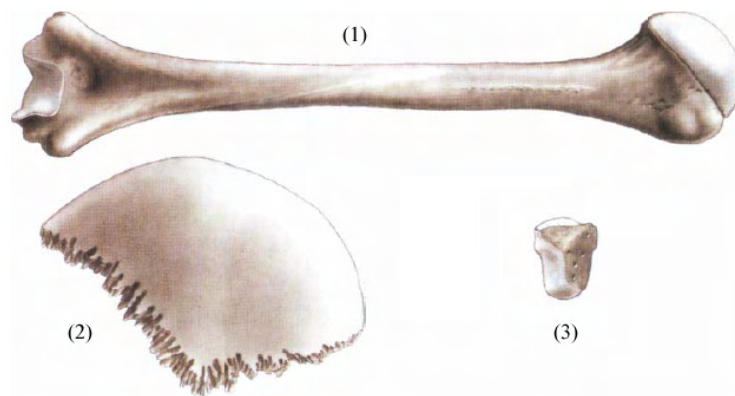
Avšak nejdůležitější funkci kosterní soustavy je funkce opěrná. Spolu se svaly nám pomáhá udržovat tělo ve vzpřímené poloze. Kostra se během života neustále přizpůsobuje našemu tělu tak, že se vždy posilují ty oblasti, které jsou nejvíce zatěžovány během každodenních činností.

Skelet můžeme rozdělit na dvě části, a to na osovou či axiální a výběžkovitou neboli apendikulární. K osově části těla patří tyto části lidské kostry: lebka a páteř, které chrání mozek a míchu, a také hrudní koš, ve kterém jsou ukryty plíce a srdce. Apendikulární část zahrnuje všechny kosti horních a dolních končetin, ale také kosti ramenního a pánevního pletence, jimiž jsou končetiny připojeny k axiální části kostry.

6.3 Základní rozdělení kostí a jejich stavba

6.3.1 Rozdělení kostí

Obecně můžeme kosti v lidském těle rozdělit podle tvaru na tři základní skupiny: kosti dlouhé, krátké, ploché.



Obrázek 6.3: Typy kostí (1) kost dlouhá, (2) kost plochá, (3) kost krátká [2]

Dlouhé kosti se v lidském těle vyskytují jak v axiální, tak i v apendikulární části těla. Jejich tělo je duté, tvořené silným pláštěm z kompaktní kosti (viz dále). Konce dlouhých kostí jsou na povrchu tvořeny tenčí vrstvou kompaktní kostní tkáně a uvnitř pak spongiózní kostí (viz dále), která má uspořádány trámečky tak, že jsou kolmé na hlavní napětí. Trámečky začínají z kompaktní kosti. Dutina těla dlouhé kosti (*cavitas medullaris*) obsahuje kostní dřev (medulla ossium). Mezi dlouhé kosti patří femur, tibia, fibula, humerus, radius, ulna, ale i klíční kost a žebra.

Na dlouhých kostech obecně rozeznáváme tři úseky, a to apofýzu (oblast trochanter-major na femuru), diafýzu a epifýzu. Hranicí mezi těmito oblastmi jsou růstové chrupavky (fýzy), pokud kost roste. Tyto oblasti jsou nejpatrnější v dětském věku [27].

Krátké kosti tvoří na končetinách funkční skupiny. Mají nepravidelný tvar s nepravidelnými kloubními plochami různých tvarů. Jsou tvořeny tenkou vrstvou kompaktní kosti, která je označována jako substantia corticalis (lat. cortex-kůrka). Uvnitř se nachází spongiózní kost, která je pod povrchem hustší. V krátkých kostech se netvoří dřevná dutina. Značná část krátkých kostí je pokryta kloubní chrupavkou. Do této skupiny kostí patří například i dolní čelist, obratle a některé kosti lebeční.

Ploché kosti se podílejí na stavbě pletenců horních a dolních končetin (lopatka, kyčelní kost), ale také skeletu hrudníku (hrudní kost) a lebeční klenby (temenní kosti, šupiny čelní, spánkové a týlní kosti). Mají různě silnou vrstvu kompakty tvořenou plochými kostními lamelami. Mezi vrstvami kompakty je spongióza s poměrně velkými trámci, která je až do pozdního věku vyplněná křevetvornou dřeví. Ploché kosti většinou představují rozsáhlou plochu, na které je upnuto nespočet svalů.

V těle se také nacházejí kosti, které označujeme jako **kosti nepravidelné**. Jsou to takové kosti, které se vymykají předchozím tvarům nebo jsou jejich tvarovou kombinací.

6.3.2 Stavba kosti

Všechny kosti v těle jsou tvořeny kostní tkání, která je z mechanického hlediska viskoelastickým, anizotropním, kompozitním materiálem. Je jednou z hlavních tkáňových složek lidského těla. Zralá kost obsahuje 85% hydroxyapatitových krystalů. Díky krystalickému uspořádání má kost piezoelektrické vlastnosti. Při působení tlakovým, tahovým namáháním či jejich kombinací dochází na povrchu krystalu ke změnám elektrického potenciálu. Tato vlastnost kostí je ideovým základem k využití při jejich hojení.

V průběhu každodenních aktivit je kostní tkáň vystavována nejrůznějším typům zatížení, kterým do jisté úrovně dovede odolávat, aniž by došlo k jejímu poškození. Zda dojde k poškození kostní tkáně závisí na mnoha faktorech, které mohou být jak biologické povahy, tak povahy nebiologické. Mezi biologické faktory můžeme zařadit například věk, pohlaví, zdravotní stav, rasu. Zdravotní stav můžeme chápat jako soubor, který obsahuje vitamíny, výživu, hormony, obecnou fyziologii jednotlivce. Ten může mít podstatný vliv na ovlivnění rozložení, typ a stupeň kalcifikace a osifikace kosti stejně jako ho mají její biochemické a mechanické vlastnosti.

Nebiologické faktory, které ovlivňují poškození kosti při silovém zatížení, jsou typ, velikost, působíště, rychlost zatěžování a směr působící síly. Mezi další tyto faktory, které ovlivňují biomechanické chování kosti při zatížení, patří stav kosti v průběhu experimentu. Záleží na tom, zda je kost čerstvá, balzamovaná, zmrazená nebo uchovávána jiným způsobem. Mechanické vlastnosti jsou dále závislé na tom, zda je kost v průběhu experimentu mokrá nebo suchá a dále je ovlivňuje vlhkost a teplota během přípravy a experimentu [1].

6.3.3 Makrostruktura kosti

Kost obsahuje dvě základní tkáně a to kompaktní (*substantia compacta*) a spongiózní (*substantia spongiosa*). 70% objemu skeletu je tvořeno kompaktní kostí a 30% spongiózní kostí.

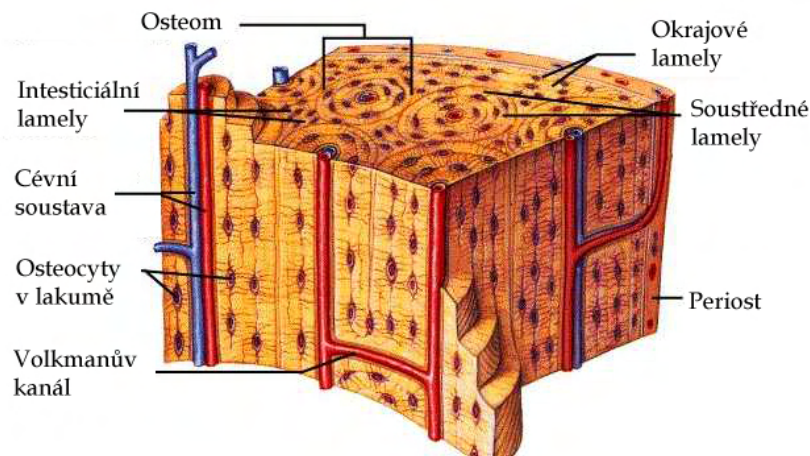
Kompaktní kost

Kompaktní kost zpravidla tvoří povrchovou vrstvu. U této kosti probíhá velmi pomalá remodelace a to přibližně jen 3% objemu kostní tkáně za rok. Kompaktní kost můžeme podle mikrostruktury rozdělit na strukturu vláknitou nebo lamelózní. Vláknitou kost můžeme nalézt u nižších obratlovců. U člověka je tato kost nahrazena kostí lamelózní již v prvním roce života. Vláknitou kost lze v dospělosti nalézt jen při švových úponech a při švech lebeční kosti. Lamelózní kost je tvořena soustřednými vrstvami, které obklopují drobné cévy nebo tvoří soustředné vrstvy na povrchu kostí. Rozeznáváme tyto druhy lamel:

- Lamely Haversovy se formují kolem Haversových kanálků. Jejich seskupení vytváří mnohohvrstvé soustředné soubory složené z lamel, které nazýváme osteomy.
- Lamely vmezeřené (intersticiální) vyplňují volná místa.
- Lamely povrchové jsou výsledkem apoziční tvorby kosti periostem.

Osteomy jsou tvořeny z 6 až 15 trubicovitých lamel. V komůrkách stěn lamel jsou uloženy osteoblasty (osteocyty). Osteomy mohou být uloženy tak, že tvoří tuhé spirály. Mohou být také uloženy rovnoběžně, případně mohou tvořit oblouk. Ve středu osteomu probíhá centrální (Haversův) kanálek, který je vyplněn řídkým vazivem, různými pojivovými

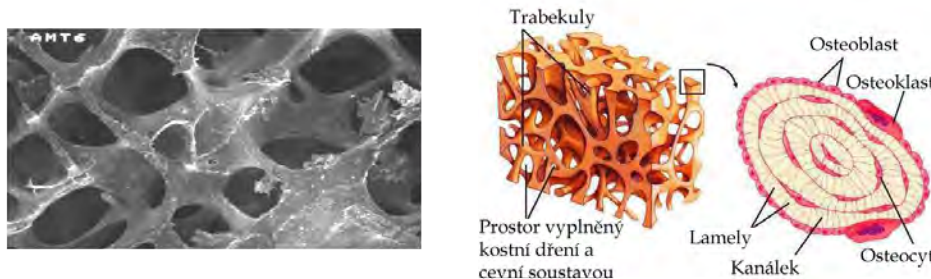
buňkami mnoha typů a jednou až dvěma krevními kapilárami. Ty jsou doprovázeny nervovými vlákny inervujícími jejich stěnu. Centrální kanálky jsou propojeny příčnými a šikmými Volkmannovými kanálky. Některé osteomy mohou být zaslepené na jednom konci. Kostní lamely tvořící osteom jsou složeny ze svazků kolagenních vláken, které jsou v amorfnní mezibuněčné hmotě a z osteocytů (osteoblastů). Svazky kolagenních vláken probíhají v každé lamelle skoro rovnoběžně. Proto má každá lamela svůj směr průběhu vláken. Skelet celého osteomu je tvořen komplexem vzájemně se různě křížících kolagenních vláken.



Obrázek 6.4: Struktura kompaktní kosti [23]

Spongiózní kost

Spongiózní kost má strukturu buď trámcovitou (trámce jsou uspořádány do určitých směrů podle směru hlavních napětí) nebo nepravidelně houbovitou. Pokud v kosti převažuje kompakta, hovoříme o kosti kortikální, při převaze spongiózní kosti pak hovoříme o kosti trabekulární (spongiózní, trámčitá). V krčku femuru je asi 25% spongiózy. Trabekuly spongiózy mají šířku nepřesahující 300 μm a nejsou zde žádné cévy. Výživa probíhá pomocí difuze. Spongióza má menší podíl na hmotnosti skeletu než kost kompaktní, ale vzhledem ke svému povrchu, který je třikrát větší než u kompakty, je metabolicky aktivnější. Ačkoliv je spongiózní kost tvrdá a patří mezi bradytropní tkáně, je tkání, která má živý metabolismus a podléhá neustálé remodelaci. U vyrovnané remodelace se během jednoho roku remodeluje přibližně 25% objemu kostní tkáně. Remodelace je nutná z toho důvodu, aby se skelet člověka mohl neustále přizpůsobovat měnícím se požadavkům na podpůrnou funkci skeletu. V procesu primární mineralizace má kost v blízkosti kloubů houbovitou strukturu a se zvětšující se vzdáleností od kloubu jsou kostní trámce stále hustěji uspořádány až vytvoří typickou kompaktu dlouhých rourovitých kostí.



Obrázek 6.5: Detail spongiózní kosti – nepravidelná houbovitá struktura [23],[24]

6.3.4 Mikrostruktura kosti

Kost je bílá až světle žlutá tvrdá pojivová tkáň, která je složena z kostních buněk a mezibuněčné hmoty. Elementárními složkami kostní tkáně jsou krystalky fosforečnanu vápenatého (hydroxiapatitu) a kolagenní vlákna, která tvoří téměř jednu třetinu suché váhy kosti. Kostní tkáň je složena ze čtyř základních buněk a to osteoblastů, povrchových kostních buněk, osteoklastů a osteocytů.

Osteoblasty

Osteoblasty obecně považujeme za stavební prvky kosti. Vznikají spolu s osteocyty z pluripotenčních zárodečných mezenchymálních buněk. Buňky se nacházejí ve stromatu kostní dřeni, v periostu, měkkých tkáních a možná i v endoteliích periferiních cév. Jsou to jednojaderné buňky zploštělého tvaru, které přispívají k remodelaci kostní tkáně. V buněčné vrstvě periostu způsobují změnu tvaru kosti. Nalezneme je i v endostu mezi povrchem kosti a kostní dření, kde způsobují změnu hustoty kostní tkáně. Jsou důležitým činidlem nejen při tvorbě kosti, kdy produkují kostní hmotu, ale také při jejím odbourávání.

Povrchové kostní buňky

Mají zploštělý tvar a jsou umístěny v neaktivní oblasti povrchu kosti. U dospělého jedince tvoří asi 80% povrchu kostní tkáně. Jsou umístěné v tenké vrstvě a navzájem propojeny mezi sebou, ale i s osteoblasty a to pomocí styčných spár. U těchto buněk neprobíhá buněčné dělení, ale vhodnou stimulací mohou být aktivovány a poté se stávají opět vrstvou osteoblastů.

Osteocyty

Osteocyty produkují enzym kostní fosfatázu. Nevytvářejí novou kostní hmotu, ale aktivně se podílejí na procesu uvolňování minerálních látek ze základní hmoty a tím se zúčastňují důležité regulace hladiny vápníku v tělních tekutinách. Osteocyty se mohou aktivovat zpět v osteoblasty nebo se transformovat v buňky retikulární. Buňky jsou ploché, větvenovité, oploštělé s jemnými výběžky. Jsou v kostech uloženy v lakunách základní hmoty.

Osteoklasty

Tyto buňky mají na starost odbourávání povrchu kosti. Proces probíhá na principu uvolňování vápníku. Aktivita těchto buněk se projevuje jak na povrchu, tak i na vnitřní straně kanálku.

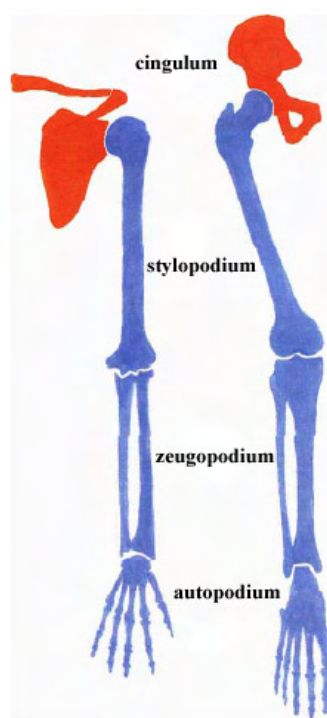
6.4 Kostra končetin

Kostra končetin patří do apendikulární části lidského těla. Rozděluje ji na dvě základní skupiny a to na:

- kosti horní končetiny - párové (*ossa membri superioris*)
- kosti dolní končetiny - párové (*ossa membri inferioris*)

Rozdíly ve stavbě končetiny horní a dolní odpovídají rozdílnosti funkce a zátěže těchto částí těla. Rozdíl se projevuje v rozdílné pohyblivosti pletence, v rozdílném tvaru a proporcích stylopodia a zeugopodia a v různé úpravě autopodia. Autopodium horní končetiny je přizpůsobeno funkcím uchopovacím, autopodium dolní končetiny je přizpůsobeno funkci opěrné a lokomoční.

Končetiny obsahují nejdelší kosti v těle. Na horní končetině je to kost pažní (*humerus*), kost vřetenní (*radius*) a kost loketní (*ulna*). Mezi dlouhé kosti dolní končetiny patří kost stehenní (*femur*), která je největší kostí v lidském těle, kost holenní (*tibia*) a kost lýtková (*fibula*). V následující kapitole je uveden popis tibiae, protože je zde aplikován externí fixátor a je předmětem dalšího zkoumání vlivu externí fixace na této kosti.



Obrázek 6.6: Základní stavba kostry končetin [2]

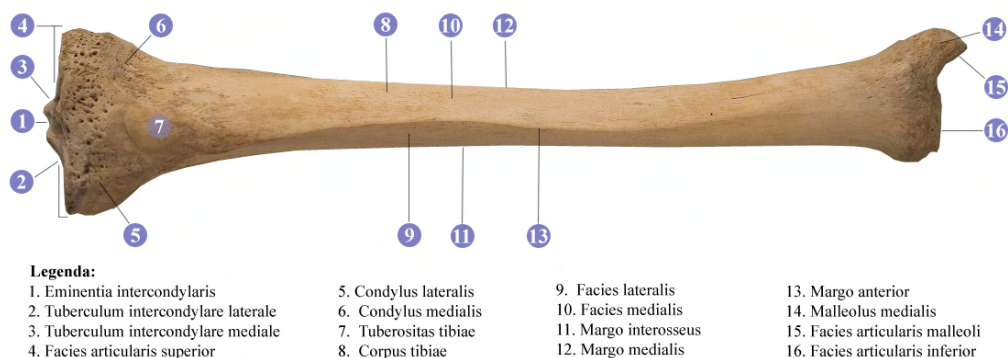
6.5 Kost holenní (*tibia*)

Holenní kost (*tibia*) spolu s lýtkovou (*fibula*) tvoří konstrukci bérce. Fibula stojící laterálně vzadu nemá nosnou funkci a slouží převážně jako místo svalových začátků. Tibie je postavená mediálně vpředu. Skládá se ze tří základních úseků a to proximální části, *corpusu tibiae* (těla) a distální části. Na bérce je uložena na palcové straně tak, že osa jejího těla leží na přímce spojující středy kyčelního, kolenního a horního hlezenního kloubu.

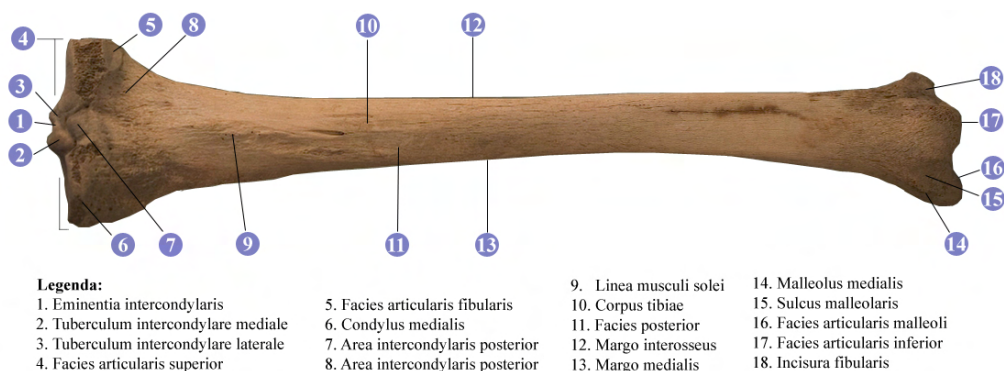
Proximální část tvoří dva široké kloubní hrboly *condylus medialis* (na vnitřní straně) a *condylus lateralis* (na zevní straně). Chrupavka, povlékající kloubní povrchy proximálního konce tibiae, je uprostřed mediální plochy vysoká až 2 mm a uprostřed zevní plochy až 4 mm. Směrem k okrajům obou ploch výška chrupavky klesá.

Tělo tibiae neboli *corpus tibiae* je prostřední část tibiae. Za horní část těla považujeme rovinu, která je proložena dolním okrajem *tuberositas tibiae*. Dolní hranice probíhá asi čtyři prsty nad hrotem vnitřního kotníku. Tibie je nejsilnější ve své horní třetině a nejslabší je v místě přechodu do distální části. V průřezu má tato kost trojúhelníkový tvar. Nejvýraznější je přední vyčnívající hrana. Jedná se o nejzranitelnější část kosti.

Kloubní plochy tibie jsou vzhledem k ose kosti skloněny o 10 stupňů dorzálně do takzvané retroverze. Osa tibie a osa femuru vzájemně svírají tupý úhel a zevně svírají úhel otevřený, jehož hodnoty jsou přibližně 175 stupňů. Je-li tento úhel menší, vzniká genu valgum, je-li naopak úhel větší, vzniká genu varum.



Obrázek 6.7: Tibie pohled zepředu – vodorovná poloha



Obrázek 6.8: Tibie pohled zezadu – vodorovná poloha

Kapitola 7

ZEVNÍ FIXACE

Osteosyntéza pomocí zevní fixace je metoda, která umožňuje fixaci fragmentů kosti pomocí zevního rámu (fixátoru). Prvotním úkolem většiny zevních fixací je obnova původních pozic částí kostí včetně jejich možnosti korekce. Některé typy fixačních technik nám umožňují průběžnou regulaci kontaktního tlaku mezi fragmenty (změna tuhosti soustavy kost-fixátor). U těchto technik nedochází k další operační deperiostaci nebo k poškození měkkých tkání operačním zákrokem. Většina fixátorů umožňuje fixovat průběžné zlomeniny tak dokonale, že během léčby může být povolena i plná zátěž. Montáž by měla umožnit snadné ošetření měkkých tkání, a tím vytvoření optimálních podmínek pro dobré zhojení zlomenin.

Klasifikace fixátorů

Jedna z možných klasifikací zevních fixátorů je podle typu ukotvení v kosti. K upevnění fixátorů můžeme použít:

- Kirschnerovy dráty (Ilizarův fixátor)
- Schanzovy šrouby (Roh-rentsystem AO, Wagner, Unifix, Orthofix, Mefisto)
- Steinmannovy hřeby (Charnley, Poldi VII, PH fix)
- hřeby se závitem ve střední části (Bonel)

Lze také použít kombinaci předchozích typů upevnění fixátoru do kosti, pak těmto fixátorům říkáme hybridní.

Podle charakteru konstrukce je můžeme také rozdělit na jednorovinné – svorkové, rámové a vícerořadné, které vzhledem k potřebě dostatečné stability ve většině případů převažují.

Použití fixace, aplikace a demontáž

Zevní fixaci lze použít pro tyto typy zlomenin:

- Otevřené fraktury 3. stupně podle Tscherneho (3B a 3C podle Gustilla-Andersona), případně 4. stupně při replantačních výkonech.
- Zavřené zlomeniny buď infikované nebo s hrozcí infekcí a lokálně nepříznivým měkkotkáňovým krytem.
- Mnohočetné zlomeniny u polytraumat. Potřebujeme-li dočasně stabilizovat zlomeniny v rámci života ohrožujících traumat.
- Infikované paklouby kontaktní i defektní (vitální, dystrofické i avitální).

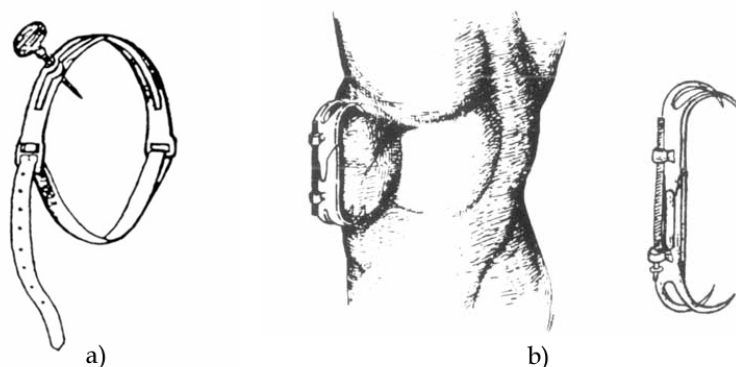
Fixátor se doporučuje aplikovat co nejblíže k epifyze, aby se co nejvíce neutralizovalo ohybové namáhání dolní končetiny. Pro správnou funkci je nutné fixátor patřičným způsobem navrhnut tak, aby nebylo znemožněno vytvoření svalku a remodelaci kosti. To umožní buď speciálně upravené tělo fixátoru, které umožňuje změnu tuhosti fixátoru, nebo se fixátor redukuje postupným odstraňováním šroubů nebo hřebů (např. převedením dvourovinné fixace na jednorovinnou).

Jako komplikace při aplikaci zevní fixace kromě mechanického selhání fixátoru je uváděná především infekce podél hřebů, šroubů nebo Kirschnerových drátů (tzv. pin tract infection). Infekce záhy vede k bolestem a uvolnění fixace. Specifickou komplikací může být otlak měkkých tkání vnějšími prvky fixace.

Vynětí zevní fixace je možné po dobrém prostavění zlomeniny. Doba implantace zevního fixátoru z důvodu pacientova dyskomfortu a trvajícího rizika infekcí podél hřebu se zbytečně neprotahuje. Vyjímá se zpravidla ambulantně po 6 týdnech (zlomeniny distálního radia) až několika měsících (kominutivní zlomeniny na dolních končetinách). U infikovaných pakloubů musí pacient pečovat o fixátor i několik let. Pokud je uvolněn a pakloub nebo zlomenina není zhojena, musí se zavést fixace znovu do zdravé kosti.

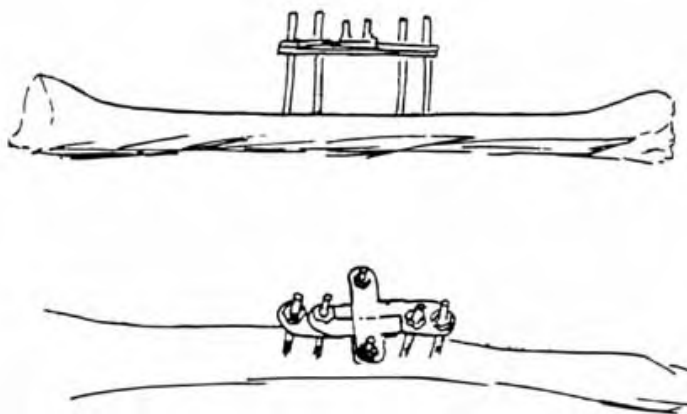
7.1 Historie zevní fixace

V lékařské praxi je externí fixace metodou používanou při fixování složitých zlomenin. Z historického pohledu je externí fixace používána již od dob Hippocrata, který ji jako první popisuje okolo roku 400 př. n. l. První užití sponky byly vytvořeny Malgaignem (obr. 7.1), který je v roce 1840 vyrobil pomocí kovového hrotu zabudovaného v koženém pásku. Takto vyrobený fixátor použil pro léčbu zlomeniny tibie. Také vyrobil fixátor pro léčbu zlomeniny pately, který se nazýval „griffe“ nebo „claw“. Jeho sponky se staly velmi populární. Dalšími následovníky používajícími obdobnou technologii byli Burny (1865), Bonnet, Deltheil, Roux a Ollier.



Obrázek 7.1: První externí fixátory: a) *Malgaigne's pin*, b) *Malgaigne's griffe* [25]

Parkhill v roce 1894 v USA ošetřil zlomeniny a špatně zhojené fraktury pomocí spon implementovaných do kostních fragmentů, které byly externě spojeny (obr. 7.2).

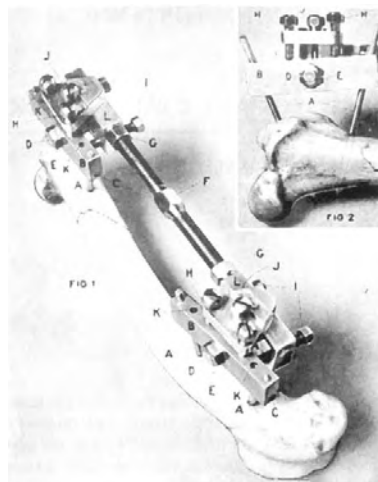
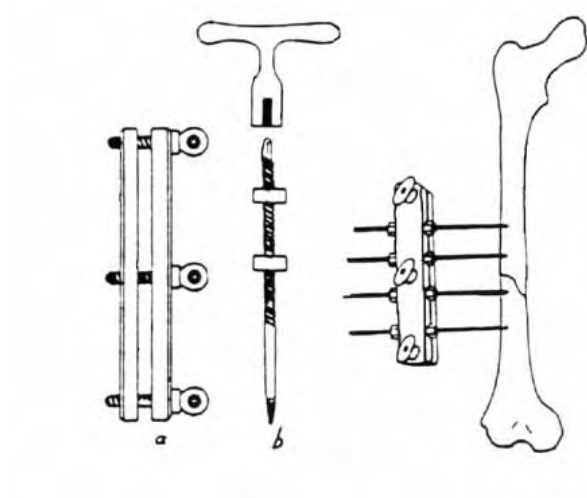


Obrázek 7.2: Externí fixace podle Parkhilla (1894) [25]

Lambotte (belgický chirurg) byl první, kdo vyvinul v roce 1902 zařízení výhradně pro externí fixaci (obr. 7.3). Poprvé zařízení umožňovalo umístění hrotů v požadovaném směru a hroty byly připojeny k ramenu s nastavitelnými sponkami. Také vyrobil a použil první samořezný šroubový hrot.

Shanz, Reidel a Anderson jako první použili hřeby a šrouby ve spojení s myšlenkou bezparalelního umístění hřebů pro pevnější stabilizaci jednotlivých částí kosti. První nastavitelný externí fixátor byl od Stadera (obr. 7.4). Tento fixátor byl původně užit u psů.

První nastavitelný fixátor pro distální radius byl vyvinut Rogerem Andersonem v roce 1934. Hoffmannův externí fixátor přišel o dva roky později (1936).



Obrázek 7.3: Lambottova první externí fixace[25]

Obrázek 7.4: Fixátor od Stadera [25]

Externí fixace měly špatnou pověst před a v průběhu 2. světové války, kdy vzniklo mnoho zpráv popisujících komplikace s touto technikou. Komplikace souvisely s infekcí v místě vstupu fixátoru do těla pacienta. To bylo způsobeno ve většině případů materiálem, ze kterého byly vyrobeny prvky vstupující do těla pacienta. Ve většině případů nebyly materiály vůči tělu neutrální a v důsledku toho vznikaly obranné reakce těla, které značně komplikovaly zdravotní stav a funkci fixátoru.

Mnoho autorů, kteří kritizovali externí fixaci, uvádělo velký poměr komplikací (Weber v roce 1986 vysoké procento (62%) komplikací u starších typů fixátorů). Později se objevuje velmi mnoho studií poukazujících na to, že použité moderní externí fixační techniky mají velmi malý poměr komplikací při jejich používání. Schuind (1989) našel pouze 9 komplikací z 225 případů. Weiland (1998) uvedl, že se doposud (s ohledem na rok vydání studie) vyskytuje jen málo významnějších komplikací při užívání technik externí fixace.

7.2 Moderní metody zevní fixace dlouhých kostí

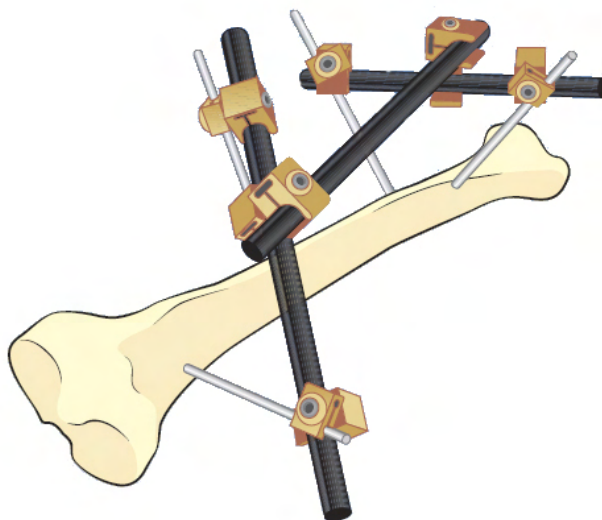
Dnešní možnosti externí fixace jsou velmi rozmanité. Obecně lze externí fixační techniku rozdělit do dvou základních skupin na dlahovou fixaci a rámovou fixaci. Rámová fixace je dnes nejvíce používanou metodou při léčbě komplikovaných zlomenin. Jelikož je dnes produkce externí fixace velmi rozmanitá, zaměřím se pouze na možnosti fixování dlouhých kostí.

7.2.1 Produkty firmy Orthofix

Firma Orthofix byla založena v roce 1980 ve Veroně. Fixační technika je postavena na principu kompatibility jakýchkoliv částí fixátoru s jiným fixátorem této firmy. To zaručuje jednoduchý stavebnicový systém, který je touto firmou propagován. Jedná se o jednoho z největších výrobců ortopedické techniky vůbec.

PreFix Fixator

Tento typ fixace (obr. 7.5) využívá volných čepů, kterými lze provést nastavení jednotlivých částí do požadované polohy. Skládá se obvykle ze tří částí. Nosný prvek je vyroben z uhlíkového vláknového kompozitu. Fixace je rychlá a pevná a snadno upravitelná. Splňuje také požadavek na průhlednost při rentgenovém snímání. Je vhodná při otevřených zlomeninách pánve, ale také horních a dolních končetin. Dočasné užití je při rekonstrukci měkkých tkání končetin. Použitelná je i u dětských (pediatrických) zlomenin, dočasných přemostění kloubů a zlomeniny pánve.



Obrázek 7.5: PreFix Fixátor při aplikaci na tibii [28]

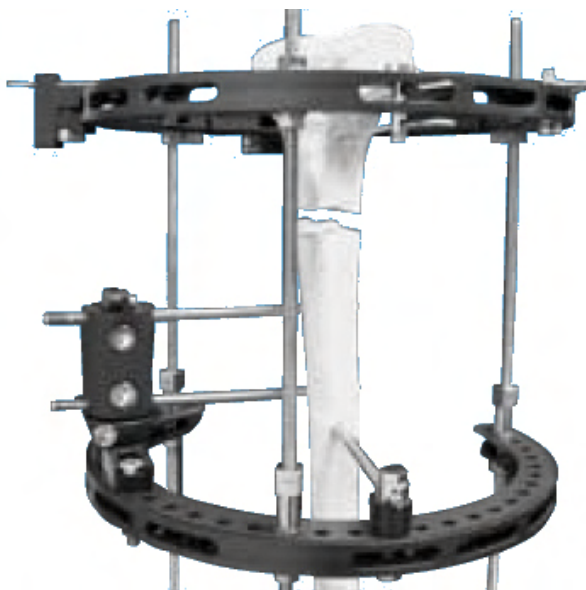
Sheffield Ring Fixator

Prstencový fixátor (obr. 7.6) patří mezi pokročilejší metodu fixování dlouhých kostí. Je vytvořen tak, aby umožňoval rychlou montáž.

Je vhodný pro fixování:

- tibiální kloubové zlomeniny,
- tibiální kloubové zlomeniny s diafyziálním pokračováním,
- vysokoenergetické diafyziální zlomeniny tibie,
- zlomeniny femuru převážně distální části,
- fraktury humeru.

Tento druh fixace je vhodný pro korekce z posttraumatických či vrozených deformací. Používá se také v distální části tibie a při deformaci kotníku. Je také používán pro léčbu, kdy došlo k deformaci kolene a distální části femuru. Fixátor lze uplatnit také v případě, kdy došlo k fraktuře horní končetiny. Uplatnění můžeme najít také u prodlužování končetin. Při nádorovém onemocnění, kdy dojde k odebrání části kosti, lze fixátor použít jako dočasnou náhradu kosti.



Obrázek 7.6: Sheffieldův prstencový fixátor [28]

Fixátor je vyroben z vláknového kompozitu, aby nedocházelo ke znehodnocování rentgenových snímků. Pro fixování končetin a jejich částí se používají dráty nebo šrouby. Stavba fixátoru zaručuje mnoho variací. Nevýhodou této fixační techniky je velké množství vstupů do těla pacienta. To má za následek větší pravděpodobnost infekce.

XCaliber Periarticular Hybrid Fixator

Jedná se o novou generaci externího fixátoru (obr. 7.7). Je průsvitný při rentgenovém snímání. Jeho konstrukční návrh usnadňuje jeho rychlou a jednoduchou aplikaci. Fixátor je určen k fixaci drobných volných úlomků v oblasti kloubů kostí. Je také využíván pro

fixování tříštivých zlomenin v oblasti kloubů. Umožňuje aplikování až čtyř drátů do jednoho prstence, což vede ke zvýšení stability fixované kosti a jejích fragmentů. Fixace může být provedena se tříčtvrтинovým nebo s plným prstencem. Prstenec a spodní část fixátoru jsou spojeny klouby, které dovolují natočení až o 44° v jakémkoli směru. Tělo fixátoru umožňuje délkové nastavení poloh jednotlivých částí.



Obrázek 7.7: Hybridní fixátor aplikovaný na tibii [28]

Fixátor je vyroben z kompozitního materiálu, což vede k tomu, že je mnohem lehčí a přijatelnější pro pacienta. Materiál fixátoru dovoluje lepší zobrazení postiženého místa pomocí rentgenu, a to vede k lepší kontrole hojení fraktury. Konstrukce dovoluje jednoduchou sterilizaci. Při operaci u tohoto fixátoru je zapotřebí méně nástrojů než u starších verzí.

XCaliber Meta-Diaphyseal Fixator

Jde o další fixátor ze série produktů XCaliber. Fixátor (obr. 7.8) je určen pro fixaci při zlomeninách v oblasti metafýzy a diafýzy. Použité šrouby při fixaci mohou mít sbíhavost mezi hodnotami 0° – 15° . U fixátoru mohou být použity doplňující šroubové svorky, které s další konstrukcí zvyšují stabilitu fraktury. Umožňuje vícenásobné šroubové fixování pomocí jedné svorky a také dobrou stabilizaci krátkých kostí pomocí trojúhelníkového šroubového postavení.



Obrázek 7.8: XCaliber Meta-Diaphyseal Fixator [28]

Tělo fixátoru je na koncích opatřeno kulovými klouby, které umožňují tak jako v předchozím případě korekci nastavení fixátoru v rozmezí 44° od osy fixátoru. Klouby pak lze znehybnit z obou stran fixátoru. Tělo je opatřeno teleskopickým mechanismem, který usnadňuje větší rozptyl upevnění. Umožňuje lepší změnu tuhosti fixátoru a tím lepší srůst zlomeniny. Na fixátor lze aplikovat kompresní/dekompresní prvek, který stimuluje svalek pro rychlejší růst. Ideální použití je v distální a proximální oblasti kosti.

XCaliber Articulated Ankle Fixator

Konstrukcí je podobný jako předchozí fixátor. Jeho použití je v oblasti kotníku dolní končetiny. Jeho konstrukce je navržena tak, aby co nejlépe vyhovoval právě pro tento případ fixování. Je rovněž vyroben z rentgenově průhledného materiálu pro snadnější kontrolu poškozené oblasti. Tělo fixátoru (obr. 7.9) umožňuje použití kompresního/dekompresního prvku. Má teleskopické provedení a na koncích je opatřeno kulovými klouby. Spodní část fixátoru určená pro fixaci kotníku je výklopná. Fixátor používá prvky celé rodiny XCaliber.



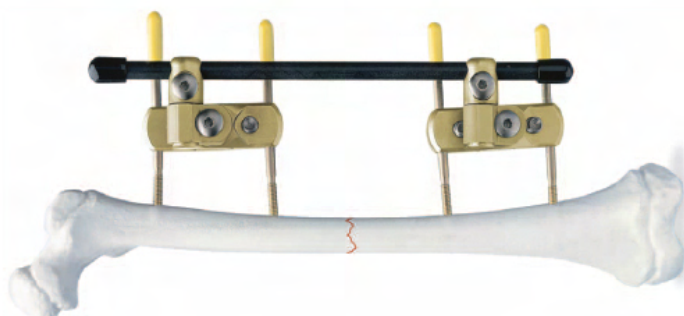
Obrázek 7.9: Caliber Articulated Ankle Fixator [28]

7.2.2 Produkty firmy Synthes

Historie společnosti se datuje od roku 1920. Tato společnost se zabývá kompletní podporou a výrobou zdravotnických potřeb. Její podíl externí fixace není tak podstatný jako u firmy Orthofix.

Medium External Fixator

Externí fixátor (obr. 7.10) je podobné konfigurace jako fixátor PreFix od společnosti Orthofix. Jeho využití lze nalézt zejména u fixování kostí horní končetiny nebo méně komplikovaných zlomenin končetiny dolní. Tato fixace je především vhodná u dětských pacientů nebo osob menšího vzrůstu. Fixování je provedeno pomocí ocelových nebo titanových Schanzových šroubů, které jsou připevněny na nosný prvek. Při větším zatížení může být konstrukce fixátoru zdvojena a tím zvýšena její tuhost. Fixátor umožňuje změnu tuhosti rámu fixátoru, ale musí být užita zdvojená nosná část.



Obrázek 7.10: Medium External Fixator [30]

Large and Medium-Size External Fixators

Tento typ fixátoru (obr. 7.11) je obdobou předchozího typu. Rám fixátoru je vyroben z uhlíkového kompozitu, který zaručuje dobrou průhlednost při rentgenovém snímání. Struktura fixátoru je navržena jako stavebnice. To umožňuje fixaci v libovolné rovině a směru. Podle sestavení jednotlivých dílů fixátoru můžeme vytvořit dynamizační fixování, ale také kompresní/dekompresní fixování. Výrobce udává následující případy, pro které je fixátor určen:

- zlomeniny 2. a 3. stupně, otevřené zlomeniny,
- pro rychlé fixování při poranění měkkých tkání u zlomenin,
- fixování uzavřené zlomeniny při nemožnosti aplikování dlahy,
- fixování fraktur a fragmentů kostí v okolí kloubů,
- přemostování kloubů při zranění vazů,
- vhodné pro některé typy poranění pánevního pletence.



Obrázek 7.11: Large and Medium-Size External Fixators [30]

Hybrid Ring Fixator

Fixátor (obr. 7.12) je svou stavbou určen pro fixování zlomenin kostí v jejich proximální i distální části. Je vhodný také u zlomenin kloubů. Konstrukce vychází z principu Ilizarova fixátoru. Upevnění je provedeno pomocí drátu v oblasti kloubu a pomocí anteriorního rámu. Fixovací dráty jsou předeptuty silou 500–1300 N. Hodnoty předeptutí zaleží především na hmotnosti a věku pacienta. Fixátor je obdobný jako fixátor XCaliber Periarticular Hybrid Fixator (Orthofix). Výraznější rozdíl je v oblasti pomocného rámu se šrouby.



Obrázek 7.12: Hybrid Ring Fixator [30]

Kapitola 8

TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

ÚMTMB velice úzce spolupracuje s Úrazovou nemocnicí v Brně. Spolupráce je zaměřena především na biomechanickou studii páteřních fixátorů. Nyní se však tato spolupráce rozšiřuje o analýzu fixátorů aplikovaných na dlouhých kostech. Předkládaná práce je první z této oblasti. Proto výpočtový model v ní vytvořený má charakter vstupního orientačního modelu z hlediska určení napjatosti a deformace jednotlivých stavů fixátoru.

8.1 Tvorba modelu geometrie

8.1.1 Model fixátoru

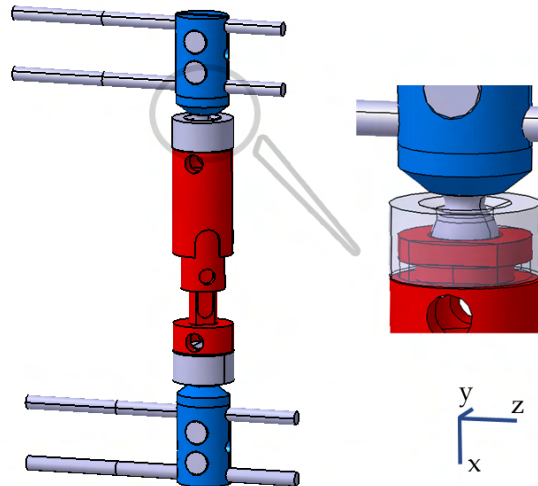
Model fixátoru byl zhotoven na základě skutečného externího axiálního fixátoru firmy Orthofix (obr. 8.1). Fixátor byl rozložen na jednotlivé komponenty. Ty byly odměřeny pomocí digitální posuvky. Pomocí takto získaných údajů byly vytvořeny jednotlivé části modelu v CAD systému Catia. Následovalo vytvoření sestavy. Model je složen z 28 komponentů. Ty jsou v prostředí Catia svázány pomocí parametrických vazeb tak, aby bylo možno vytvořit všechny varianty nastavení, které fixátor umožňuje. V oblasti krčků jsou úhlové parametrické vazby, které jsou schopny popsat tři stupně volnosti, a to dvě rotace v rovině XY, XZ a rotaci kolem osy X. Další parametrizace je v oblasti těla, kde se nachází dvě výškové parametrické kóty, které slouží k roztažení těla fixátoru. Pro nas-



Obrázek 8.1: Jednotlivé části fixátoru a složený fixátor

tavení vzdálenosti kosti od těla fixátoru slouží parametrizace modelu, která umožňuje jednotlivé nastavení délek šroubů v kosti.

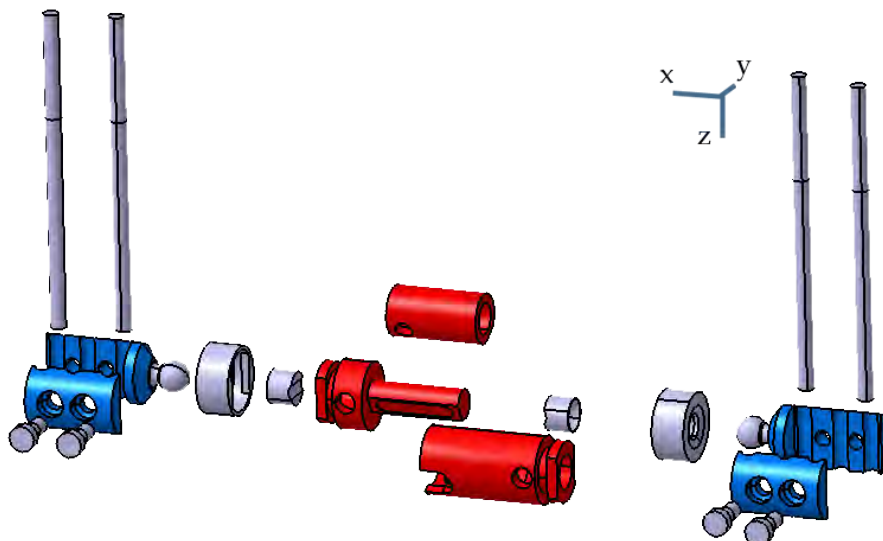
Model fixátoru (obr. 8.2) je vytvořen s ohledem na možnosti hardwaru a softwaru u výpočtového modelování. U geometrického modelu nejsou zahrnuty všechny součásti jako u skutečného fixátoru.



Obrázek 8.2: Model fixátoru a detail krčku

Popis fixátoru

Fixátor se skládá celkem z 28 součástí. Lze jej rozdělit na dvě základní části a to na nosné tělo fixátoru a koncové části. Tělo fixátoru se skládá ze tří základních nosných částí, které jsou na sebe nasunuty tak, že vytváří teleskopickou soustavu. Tělo je vyrobeno z titanové slitiny.



Obrázek 8.3: Rozložený model fixátoru

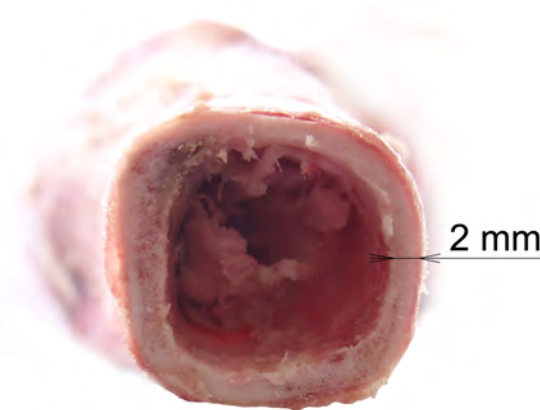
Vzájemná aretace těla je ve skutečnosti zajištěna pomocí stavěcích šroubů o průměru 8 mm. Na koncích těla jsou dva excentry, které zajišťují fixaci koncových částí fixátoru

se Schanzovými šrouby fixujícími kost. Koncové části fixátoru jsou upevněny k tělu pomocí kulových kloubů, které umožňují dostatečnou flexibilitu při nastavování fixátoru při operačním výkonu. Koncové části se skládají ze dvou poloeliptických prvků, které slouží k upevnění Schanzových šroubů. Ty jsou pomocí dvou šroubů připojeny k této části fixátoru. Fixátor je vyroben ze dvou rozdílných materiálů. Tělo a koncové části (barva na fotografii modrá a černá) jsou z titanové slitiny a kulové klouby a šrouby jsou z vysokopevnostní oceli.

8.1.2 Modely kostí

Pro tuto práci byly vytvořeny dvě verze modelu kostí, a to kost jako celek a kost rozdělená na dvě části. Nejprve v softwaru Rhinoceros byly vytvořeny křivky a plochy, které jsou rozměrově dostatečně shodné se skutečnou prasečí tibií. Takto vzniklé plochy byly následně převedeny do CAD systému Catia pomocí datového formátu IGES (*.igs). Následovala úprava ploch takovým způsobem, aby bylo možno vytvořit modely objemů spongiózní a kortikální kostní tkáně. Tento postup byl proveden u obou verzí modelů.

Model tibie je složen jako sestava ze spongiózní kosti, kterou obaluje kost kompaktní. Pro verzi s upevněným fixátorem jsou zvolena místa dle odborné literatury [3].



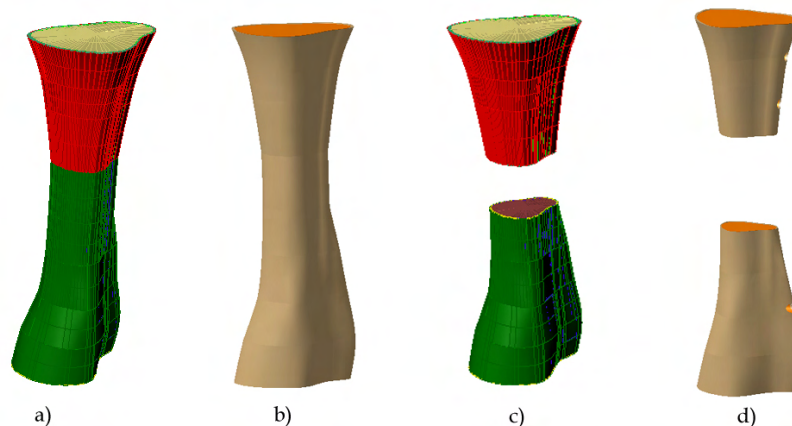
Obrázek 8.4: Řez prasečí tibií

K určení tloušťky tibie se provedlo rozřezání prasečí tibie a v řezu (obr. 8.4) bylo provedeno měření tloušťky stěny. Nejmenší hodnota byla použita pro stanovení tloušťky kortikální kosti. Hodnota v nejužším místě kortikální kosti činila 2 mm. Tato hodnota však závisí na mnoha faktorech a to zejména na hmotnosti zvířete. Proto se domnívám, že 2 mm jsou přiměřenou aproximací skutečné tloušťky kortikální kosti prasečí tibie. Pro citlivostní analýzu při jiné tloušťce tibie byl vytvořen model s tloušťkou kortikální kosti 1 mm.

8.1.3 Modely geometrických variant sestavy fixátoru a kosti

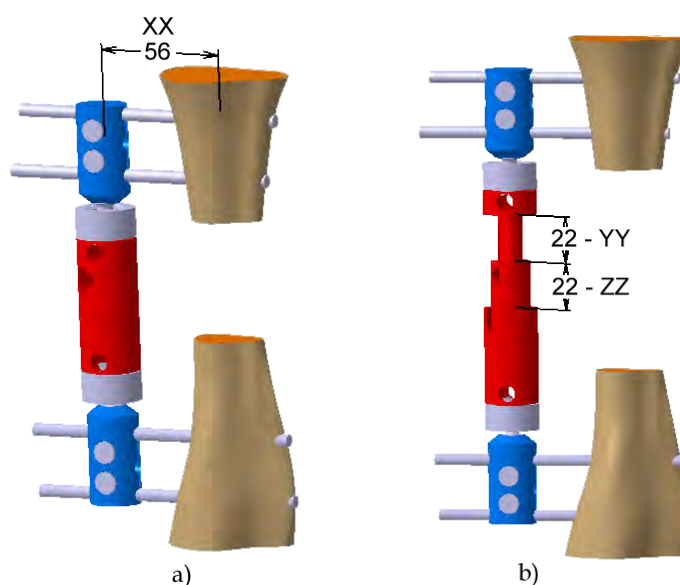
K vytvoření jednotlivých variant soustavy fixátoru s kostí byl použit model fixátoru uvedený v předchozí kapitole a modely rozdělené kosti. Vzhledem k velkému počtu a více typům variant, bylo pro snadnou orientaci provedeno označování variant podle následujícího klíče XX-YY-ZZ, přičemž význam jednotlivých položek je popsán dále.

Proměnná XX je vzdálenost mezi povrchem kompaktní kosti u prvního šroubu a tělem fixátoru. Tato hodnota je volena takto z důvodu, že vzdálenost od fixátoru se dá nejsnáze



Obrázek 8.5: Model tibie celé a rozřezané a) *Rhinoceros* (plochy), b) *Catia* (objem), c) *Rhinoceros* (plochy), d) *Catia* (objem)

změřit. Rozmezí hodnot je zvoleno od nejmenší možné hodnoty do maximální, a to celkem ve třech krocích. Nejmenší hodnota je zvolena tak, aby bylo ve skutečnosti možno místo vstupu šroubu ošetřit. Maximální hodnota je limitována geometrií fixátoru. Proměnná XX nabývající hodnot (14, 24, 34) je uvedena na obrázku 8.6 (verze a)). Je však o hodnotu 33 mm větší a to z důvodu, že v sobě zahrnuje přídavek vzdálenosti k ose kosti a fixátoru.



Obrázek 8.6: Popis nastavení fixátoru a) *nastavení vzdálenosti*, b) *výškové nastavení*

Hodnoty označené YY-ZZ popisují výškové nastavení fixátoru. V geometrických variantách jsou použité tři stavy. První a třetí stav charakterizují extrémní vytažení fixátoru (první odpovídá minimálnímu (0 mm) a třetí maximálnímu (22 mm) vytažení). Druhý stav je průměrem předchozích stavů.

Kombinací všech možností pak získáme následující varianty modelů:

14-00-00, 14-11-11, 14-22-22, 24-00-00, 24-11-11, 24-22-22, 34-00-00, 34-11-11, 34-22-22

Varianty byly vytvořeny tak, aby popisovaly možnosti nastavení fixátoru.

8.2 Model materiálu prvků fixátoru

Fixátor je složen ze dvou různých materiálů. Tělo a část koncových prvků fixátoru jsou složeny z titanové slitiny. Ostatní prvky, přenášející větší zatížení, jsou vyrobeny ze speciální oceli. Na fotografii 8.1 jsou prvky vyrobené z titanové slitiny znázorněny modře a červeně. Šrouby, stavěcí šrouby a kulové čepy jsou vyrobeny z oceli.

Pro ocel i titanovou slitinu byl použit nejjednodušší model materiálu, homogenní izotropní, lineárně pružný, který má dvě materiálové konstanty. Jejich hodnoty jsou uvedeny v tab. 8.1.

Použitý materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonův poměr μ
Titanová slitina	96 000	0,36
Ocel	210 000	0,3

Tabulka 8.1: Použité modely materiálu

8.3 Model materiálu kostní tkáně

8.3.1 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Biologické tkáně jsou obecně popisovány pomocí materiálových a strukturálních vlastností. Materiálové vlastnosti popisují chování bez vlivu mnoha faktorů (např. tvaru, velikosti, teplotní roztažnosti, atd.). Materiálové charakteristiky jsou vyjádřeny jako závislost napětí na přetvoření. Strukturální vlastnosti popisují chování daného vzorku tkáně, včetně jeho velikosti a tvaru. Strukturální vlastností je závislost síly na posuvu.

Všechny kosti v těle jsou tvořeny kostní tkání, která je z mechanického hlediska viskoelastický, anizotropní, kompozitní materiál. Vlastnosti kostní tkáně závisí na mnoha faktorech, a to zejména na věku, pohlaví a typu kostní tkáně. Významný vliv na modul pružnosti má pórovitost kostní tkáně. Vztahy, které aproximují závislost mezi pórovitostí a modulem pružnosti odvodili Schaffer a Burr (pro hovězí kortikální kost), Currey a McEltahney [9].

$$\text{Schaffer a Burr: } E = 33,9(1 - p)^{10.9} \text{ [GPa]}$$

$$\text{Currey: } E = 23,4(1 - p)^{5.74} \text{ [GPa]}$$

$$\text{McEltahney: } E = 12,4(1 - p)^3 \text{ [GPa]}$$

Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti

Mechanické vlastnosti kostní tkáně při jejich experimentální analýze in vitro (vně těla) závisí na mnoha faktorech. Níže jsou uvedeni činitelé, kteří výrazně ovlivňují mechanické vlastnosti kostní tkáně.

- **Doba potřebná ke zpracování vzorku po jeho vyjmutí z těla**

Ke změnám mechanických vlastností dochází velmi rychle, pokud není kost uložena ve fyziologickém roztoku.

- **Způsob konzervace**

Kost můžeme konzervovat zmražením na teplotu -20°C nebo v některých případech i na teplotu nižší (u zvířecích vzorků). Další možností je vysušení. U tohoto způsobu dochází ke zvyšování pevnosti v tahu, tlaku, tvrdosti a elastického modulu. Naopak tato metoda vede ke snižování pevnosti ve smyku a relativnímu prodloužení. Kombinace předešlých dvou metod je také možná, pak se jedná o metodu vysoušení se zmrazením.

- **Rychlost zatěžování**

Se zvyšující se rychlostí zatěžování se mechanické hodnoty pevnosti v tahu a elastický modul zvyšují a naopak relativní deformace klesá spolu s Poissonovým poměrem.

- **Věk a pohlaví**

Během života dochází ke změnám vlastností kostní tkáně v důsledku vývoje jedince a později jeho stárnutí. V následující tabulce 8.2 jsou uvedeny jednotlivé meze pevnosti kortikální kosti v různém věkovém stavu.

Věkové rozmezí	10–20	20–30	30–40	40–50	50–60	60–70	70–80
Mez pevnosti [MPa]							
V tahu	114	123	120	112	93	86	86
V tlaku	–	167	167	161	155	145	–
V ohybu	151	173	173	162	154	139	139
V krutu	–	57	57	52	52	49	49
Přetvoření [%]							
V tahu	1,5	1,4	1,4	1,3	1,3	1,3	1,3
V tlaku	–	1,9	1,8	1,8	1,8	1,8	–
V krutu	–	2,8	2,8	2,5	2,5	2,7	2,7

Tabulka 8.2: Závislost mechanických vlastností kortikální kosti na věku jedince [22]

8.3.2 Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně

Kompaktní kostní tkáň můžeme z pohledu materiálových charakteristik chápat jako nelineární, nehomogenní, anizotropní a visko-elastický biomateriál. Mezi vlivy ovlivňující mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně je věk, množství vody a mineralizace tkáně. Tyto faktory jsou jednoznačně patrné na hodnotách rozsahu u jednotlivých materiálových

charakteristik (tab. 8.3). Z předchozího výčtu je zřejmé, že materiálový popis kostní tkáně je velice komplikovaný.

Protože práce se zabývá pouze studií chování fixátoru na úrovni orientačních výpočtů, můžeme obtížně popsateľný model materiálu nahradit nejjednodušším modelem materiálu. V práci je proto použit lineární elastický materiál popsaný pomocí Hookova zákona.

8.3.3 Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně

Mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně výrazně závisí na její hustotě a prostorovém uspořádání trámečků. Ty jsou uspořádány ve směru hlavního napětí. Výhodou tohoto uspořádání je minimalizace kostní hmoty potřebné k dosažení potřebné únosnosti kostní tkáně. Jelikož v průběhu života dochází k výrazné remodelaci a v pozdějším věku k úbytku této kostní tkáně, je vhodné při řešení neopomenout tuto situaci. Úbytek spongiózy se výrazně projevuje v širokém pásu hodnot materiálových charakteristik pro tuto kostní tkáň.

Řešení chování fixátoru je prováděno pouze na úrovni orientačních výpočtů, proto můžeme složitý materiálový popis nahradit jednodušším materiálovým popisem. Pro řešení je použit lineárně elastický materiál popsaný Hookovým zákonem.

8.3.4 Určení hodnot mechanických vlastností kostní tkáně

Materiálové vlastnosti závisí na mnoha aspektech, a to nejen na věku, pohlaví, genetické výbavě, mineralizaci kosti a zdravotním stavu jedince. Například s věkem jedince množství trámčité kosti ve dlouhých kostech klesá tak výrazně, že dlouhé kosti mohou být duté. V této práci jsou použity materiálové charakteristiky pro jednotlivé komponenty ve zdravém nedegradovaném stavu.

Vytvořený model kosti je popsán pomocí dvou materiálových charakteristik – Youngova modulu (modul pružnosti v tahu) E a Poissonova poměru μ . Tento popis je použit pro kortikální a trámčitou kost. Jelikož na ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky proběhl experiment na prasečí tibii, jsou hodnoty uvedené v tabulce pro prasečí kost (tab. 8.3). Uvedené hodnoty jsou použity při řešení této práce. Materiálové charakteristiky spongiózní kosti jsou zadány v rozmezí 0–700 MPa z důvodu velkého rozptylu hodnot. Materiálové hodnoty spongiózy závisí především na tom, zda se v daném místě spongiózní kost nachází či nikoliv. Pro tento případ byla provedena citlivostní analýza, kterou se zabývá kapitola 10.2.

Použitý materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonův poměr μ	Literatura
Kortikální kost	$19\,400 \pm 5800$	$0,34 \pm 0,09$	[15]
Spongiózní kost	0–700	0,3	–

Tabulka 8.3: Použité materiálové charakteristiky kosti

Na základě citlivostní analýzy byly použity hodnoty materiálových charakteristik uvedené v tab. 8.4. Materiálové charakteristiky kortikální kostní tkáně byly zvoleny na základě práce [15]. Spongiózní kostní tkáň není dále ve výpočtech uvažována, protože v dospělosti spongiózní kost ustupuje a nemá podstatný vliv na tuhost kosti.

Použitý materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonův poměr μ
Kortikální kost	19 400	0,34
Spongiózní kost	neuvažováno	neuvažováno

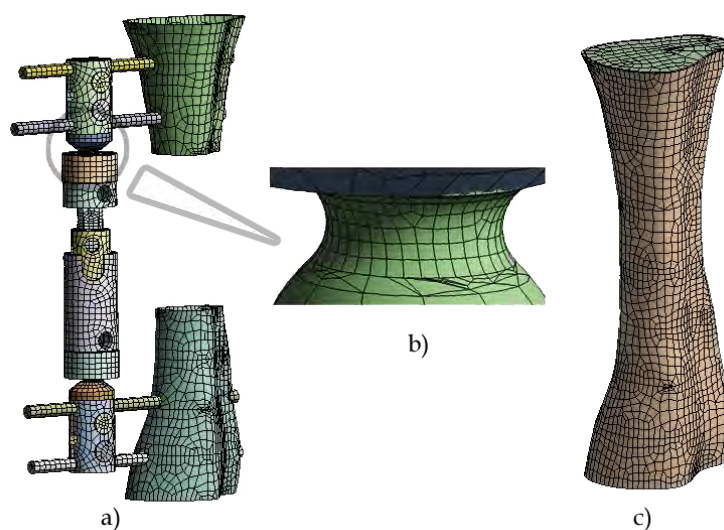
Tabulka 8.4: Použité materiálové charakteristiky kosti v sestavě kost-fixátor

8.4 Diskretizace řešené oblasti

S přihlédnutím ke složitosti geometrie kosti a fixátoru, ale také k typu namáhání byly k popisu diskretizované oblasti použity kvadratické prvky. Ve výpočtovém systému Ansys Workbench nelze nastavit typ prvku. Výpočtový systém má v základním nastavení pro pevnostní výpočty nastaven prvek solid 186 a 187. Pro řešení kontaktů je nastaven prvek contact 174 a target 170. K vytvoření sítě byla použita metoda Hex Dominant Method, která vytváří dominantní prvky ve tvaru šestistěnu. Velikost je zvolena s ohledem na jednotlivé části fixátoru a kosti. Krčky fixátoru (obr.8.5b) jsou nasíťovány tak, že je vybrána plocha, která obepíná nejužší místo. Zde je síť na ploše krčku zjemněna na hodnotu uvedenou v tabulce níže. Výpočtový model je tvořen sítí prvků s velikostmi, které jsou uvedeny v tabulce 8.5.

Název části	Velikost prvku [mm]
Kortikální kost	5
Spongiózní kost	5
Tělo fixátoru	3
Ocelové krčky	0,7
Šrouby	3

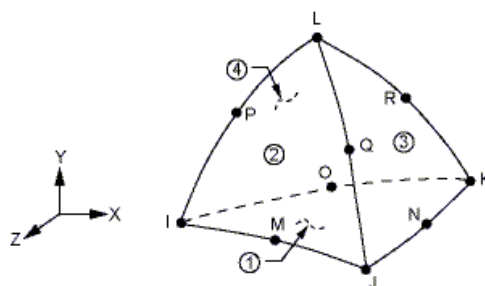
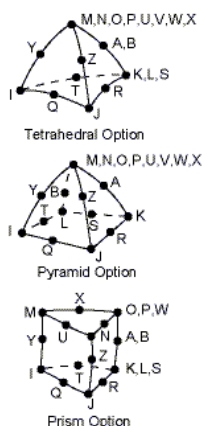
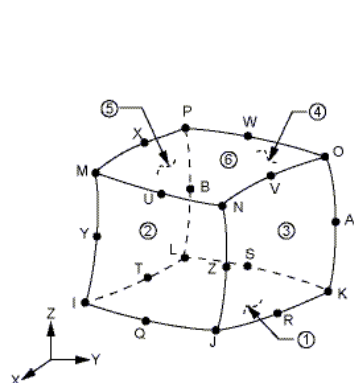
Tabulka 8.5: Velikost prvku v sestavě kost-fixátor, kost



Obrázek 8.7: Komplettní konečnoprvková síť: a) Modelu, b) Krček fixátoru, c) Samostatná tibia se spongiózou

8.4.1 Prvky 186 a 187

Prvek 186 je nejvyšší z třídy objemových kvadratických prvků. Je tvořen 20 uzly se třemi stupni volnosti v každém uzlu (posuv ve směru x , y , z). Prvek umožňuje postihnout plasticitu, hyperelascitu, velké přetvoření, deformace a další. Prvek 187 je velice podobný s tím rozdílem, že je popsán pouze 10 uzly. Na obrázku 8.8 je uveden prvek 186 se všemi možnostmi uspořádání uzlů. Na obrázku 8.9 je uveden prvek 187. Ve výpočtovém modelu je zastoupen jen v místě, kde nemohl být uplatněn dvacetizulový prvek 186 [31].

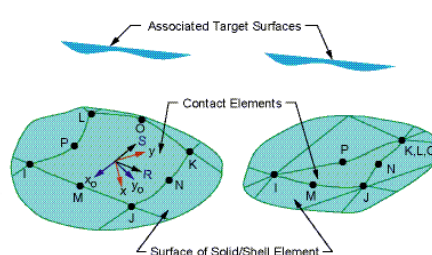
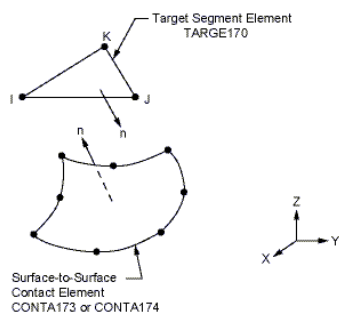


Obrázek 8.8: Geometrie prvků 186 [31]

Obrázek 8.9: Geometrie prvků 187 [31]

8.4.2 Prvky 170 a 174

Prvky 170 a 174 patří do skupiny kontaktních prvků. Společně tyto dva typy prvků vytvářejí spojení jednotlivých částí fixátoru. Prvek je definován osmi uzly. Může také mít konfiguraci pouze šestizulovou. Prvek obecně dovoluje několik možných popisů interakce dvou na sebe působících oblastí. Pomocí tohoto prvku je možné popsat tření, slepení, atd. mezi dvěma diskretizovanými oblastmi. Chování těchto prvků bylo v této práci nastaveno na BONDED (slepený). Na obrázku 8.10 jsou uvedeny geometrické konfigurace těchto prvků.



Obrázek 8.10: Geometrické konfigurace prvku 170 a 174 [31]

8.5 Model vazeb

Pro zajištění celistvosti sestavy modelu bylo zapotřebí model sjednotit jako jeden celek. Proto byl použit typ kontaktu Bonded (slepení), který zapříčiní spojení jednotlivých částí v celek. Model se poté chová jako jediná řešená součást. Tato metoda vytváření modelu je výhodná zejména tehdy, když máme k dispozici parametrický model a je nutné vytvořit několik variant. Výpočtový systém nabízí několik variant formulací kontaktních prvků. Je nutné zvolit správné formulace kontaktních rovnic, protože některé formulace si neporadí s přenášením krouticího momentu a výsledky mohou být zcela nesmyslné.

Na modelu fixátoru a kosti byly nastaveny kontakty typu Bonded, kde bylo zvoleno chování tohoto kontaktu na Auto Asymmetric a formulace kontaktních prvků nastavena na MPC (multipoint constraint). Toto nastavení vychází z doporučení obsaženého v manuálu výpočtového systému [31].

8.6 Model okrajových podmínek

Při řešení této práce je proveden výpočet s celým modelem fixátoru a kosti. Využití symetrie a tím snížení počtu řešených rovnic v tomto případě nepřichází v úvahu. Lidské tělo je nesymetrické, a tedy i dolní končetina a její části jsou nesymetrické. V podkapitolách jsou uvedeny jednotlivá nastavení pro samostatnou kost a pro sestavu kost-fixátor.

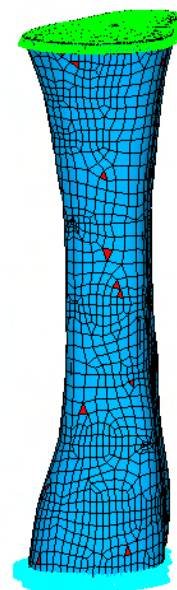
8.6.1 Zatížení výpočtového modelu

Protože ÚMTMB úzce spolupracuje s Úrazovou nemocnicí v Brně, je zatížení modelu fixátoru provedeno dle požadavků lékařů. Velikost zatěžujícího momentu je stanovena na základě experimentálního měření [17] a doporučení biomechanického centra v Ulmu. Zatížení momentem v ose kosti je v této práci přibližně 8 Nm. Z důvodu neurčitosti vyplývající z rozdílnosti každého jedince je voleno pro výpočtové modelování zatížení do hodnoty 10 Nm. Konečný výpočet je realizován se zatížením pouze silovou dvojicí (torzním momentem) působící v ose kosti v rozmezí od 1 do 10 Nm s krokem zatížení 1 Nm. Působíště zatížení je v proximální části tibie.

8.6.2 Výpočtové modely kostí

U výpočtového modelování byly použity modely s 1 mm kortikální kostí a s 2 mm kortikálou. U obou modelů byly nastaveny následující okrajové podmínky. Na horní části kosti bylo aplikováno zatížení silovou dvojicí (momentem) o velikosti 1–10 Nm. Stejně zatížení celé horní části bylo dosaženo pomocí použití funkce coupling (spojení všech vybraných uzlů). Byly zamezeny všechny posuvy a natočení spodní části – ALL-DOF.

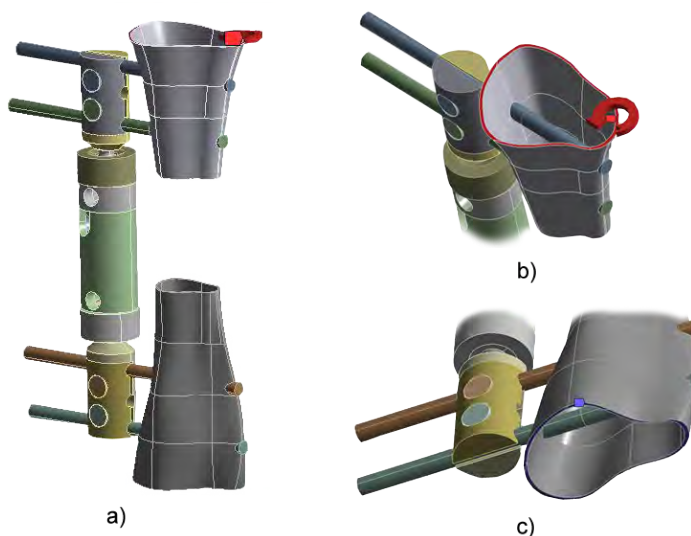
Na obrázku 8.11 jsou zobrazeny okrajové podmínky použité při řešení výpočtového modelu kosti. Modře je označena okrajová podmínka ALL-DOF a zeleně je vyznačeno místo, kde je aplikováno silové zatížení pomocí silové dvojice a coupling.



Obrázek 8.11: Okrajové podmínky

8.6.3 Výpočtové modely sestavy kost-fixátor

Všechny modely fixátoru spolu s kostmi tvoří celek, na který jsou aplikovány následující okrajové podmínky. V proximální části kosti je aplikován krouticí moment v rozmezí 1 až 10 Nm (obrázek 8.12b). Na distální části kosti jsou na ploše zamezeny posuvy a rotace ve všech směrech – ALL-DOF (obrázek 8.12c).



Obrázek 8.12: Okrajové podmínky a) Celkový pohled, b) Momentová podmínka, c) ALL-DOF

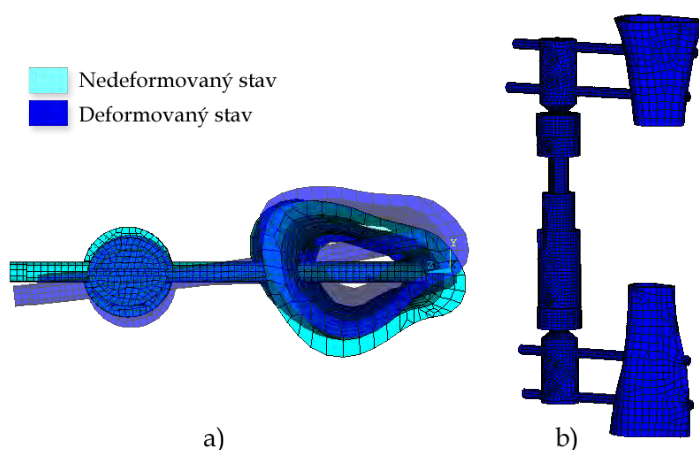
Kapitola 9

PŘEDBĚŽNÝ VÝPOČET

Po sestavení výpočtového modelu byly provedeny první výpočty, na jejichž základě byly posouzeny základní vlastnosti výpočtového modelu. Tyto výpočty byly provedeny s následujícími parametry. K řešení jsou vybrány modely fixátoru a tibie s kortikální kostí tloušťky 2 mm. Model fixátoru má konfiguraci 34-22-22 a je zatížen momentem o velikosti 10 Nm. Toto nastavení popisuje největší roztažení těla fixátoru a největší odsazení fixátoru od kosti.

9.1 Deformace soustavy

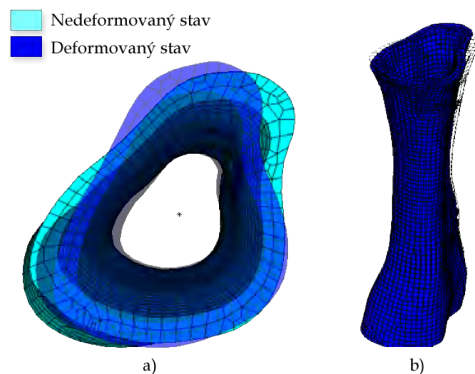
Na obrázku 9.1 je zobrazena deformace modelu fixátoru. Je patrné, že okrajové podmínky jsou vhodně zvoleny, neboť model vykazuje posuvy ve směru torzního namáhání. Je také vidět, že proximální část kosti se vychyluje od distální pouze v rovině kolmé na osu kosti. Hodnoty posuvů v tomto případě nejsou vykresleny z toho důvodu, že tento výpočet měl pouze ověřit vhodnost okrajových podmínek. V následující kapitole bude provedena citlivostní analýza zabývající se vlivy, které působí na deformaci fixátoru.



Obrázek 9.1: Projev deformace fixátoru a) *pohled shora*, b) *celkový pohled*

9.2 Deformace tibie

Protože jde pouze o namáhání krutem, je zkroucení modelu doprovázeno jen posuvy v obvodovém směru. Na obrázku 9.2 je vidět, jak je model kosti zkroucen při působení momentového zatížení.



Obrázek 9.2: Projev deformace kosti *a) pohled shora, b) celkový pohled*

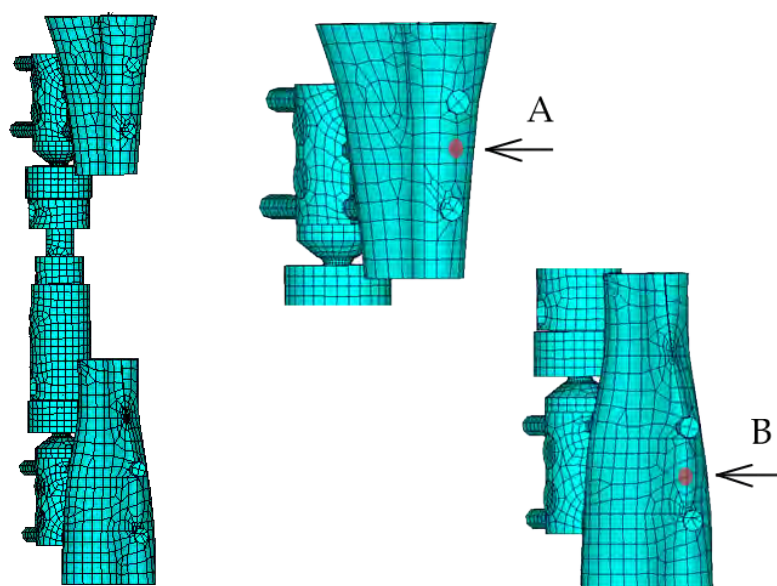
9.3 Zhodnocení předběžného výpočtu

Na základě získaných výsledků předběžný výpočet prokázal, že v předloženém modelu nejsou hrubé chyby, deformace a napětí odpovídají předpokladu. Model je vhodný pro provedení citlivostní analýzy z hlediska hustoty diskretizace sítě, hodnot materiálové charakteristiky, velkých přetvoření a tloušťky kortikální kosti.

Kapitola 10

CITLIVOSTNÍ ANALÝZA

Ke zpřesnění výpočtového modelu je zapotřebí nejprve provést citlivostní analýzu. Analýza je zaměřena zejména na upřesnění materiálových charakteristik jednotlivých materiálů a ke zjištění podstatnosti jednotlivých komponentů kosti. Dalším úkolem citlivostní analýzy je zjistit, zda se z pohledu výpočtového modelování jedná o problém s malými přetvořeními nebo zda je zapotřebí uvažovat velká přetvoření modelu. Pro určení jednotlivých posuvů při různých nastaveních byly zvoleny body mezi šrouby na kosti (obr. 10.1).



Obrázek 10.1: Vyhodnocovací body A, B na výpočtovém modelu

10.1 Nastavení řešiče z pohledu velkých přetvoření

Pro zjištění, zda je zapotřebí použít nelineární přístup z pohledu velkých přetvoření, byl proveden jeden výpočet s modelem verze 34-22-22 s kortikální kostí tloušťky 2 mm. Tento model byl zvolen záměrně, a to z toho důvodu, že podle předpokladu zde vznikají největší napětí a deformace v oblasti Shanzových šroubů a v oblasti krčku fixátoru. Na výpočtový model byly aplikovány okrajové podmínky, které jsou uvedeny v předchozí kapitole.

Posuzovaná veličina	Bez velkých přetvoření	S velkými přetvořeními
Přetvoření mezi dvěma body	2,7 mm	2,7 mm

Tabulka 10.1: Vliv zapnutých velkých přetvoření

Při zhodnocení výsledku (tab. 10.1) se dospělo k závěru, že není nutné zapínat v řešiči velké přetvoření. Díky tomuto kroku byl ušetřen výpočtový čas, který se takto výrazně snížil. K porovnání výsledku je zde uvedena tabulka 10.1, ve které jsou hodnoty pro variantu bez zapnutých velkých přetvoření a se zapnutými velkými přetvořeními.

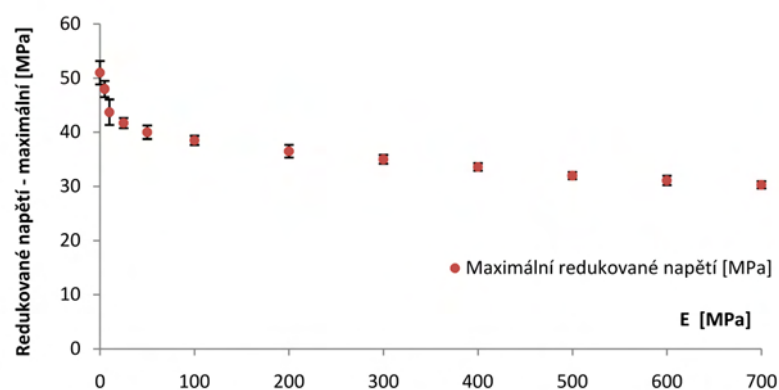
10.2 Vliv hodnot materiálových charakteristik

Stavba kosti je závislá na mnoha faktorech. Zejména je zajímavá stavba spongiózní kosti. U dlouhých kostí je tato kostní tkáň v oblasti diafýzy (střední část kosti) často nevýznamná nebo úplně chybí. U prasečí tibie tato kostní tkáň chyběla (obr. 8.4). U lidské tibie byla zastoupena spongiózní kostní tkáň velmi málo. Bylo provedeno několik výpočtů samostatné tibie se spongiózní kostí s různými hodnotami mechanických vlastností. U výpočtového modelu se měnil modul pružnosti v tahu E od 0 do 700 MPa (v tomto pořadí hodnot: 0, 5, 10, 25, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700). Výpočtový model byl zatěžován 10 Nm. Ve dvanácti variantách výpočtu byly porovnávány jednotlivá maximální redukovaná napětí a maximální deformace. Maximální napětí jsou uvedena na obrázku 10.2. Na tomto grafu je názorně vidět, že nejvyšší hodnoty napětí jsou u verze modelu bez spongiózní kosti. Největší deformace se objevila také u verze výpočtového modelu bez spongiózní kosti. Proto v konečném výpočtovém modelu není uvažována spongiózní kostní tkáň.

E spongiózy [MPa]	0	5	10	25	50	100
Maximální napětí dle HMM [MPa]	51	48	44	42	40	39
Směr. odchylka [MPa]	2,2	1,5	2,4	0,9	1,2	0,8

E spongiózy [MPa]	200	300	400	500	600	700
Maximální napětí dle HMM [MPa]	37	35	34	32	31	30
Směr. odchylka [MPa]	1,2	0,8	0,7	0,7	0,9	0,7

Tabulka 10.2: Hodnoty redukovaného napětí dle podmínky HMM na modelu kosti

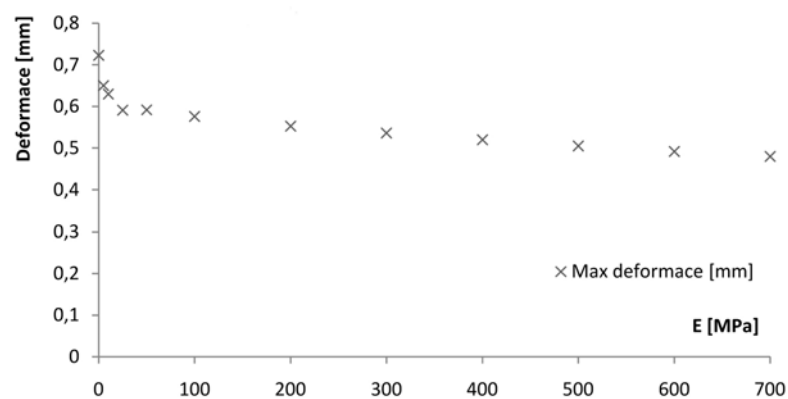


Obrázek 10.2: Průběh redukovaného napětí dle podmínky HMH na modelu kosti

E spongiózy [MPa]	0	5	10	25	50	100
Maximální deformace [mm]	0,72	0,65	0,63	0,59	0,59	0,58

E spongiózy [MPa]	200	300	400	500	600	700
Maximální deformace [mm]	0,55	0,54	0,52	0,51	0,49	0,48

Tabulka 10.3: Hodnoty maximální deformace kosti



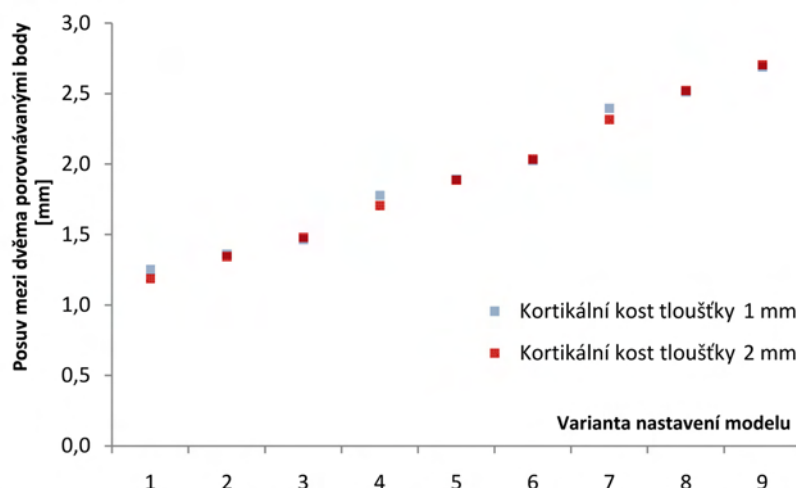
Obrázek 10.3: Maximální deformace na modelu kosti

10.3 Vliv tloušťky kortikální kostní tkáně

Při řešení externího fixátoru je důležité vhodně optimalizovat i tloušťku kortikální kostní tkáně. Jelikož každý jedinec má ojedinělou stavbu těla, je i rozměr kortikální kosti různý. U řešení vlivu tohoto faktoru jsou zvoleny dvě varianty a porovnány posuvy mezi dvěma zvolenými body na tibii. První varianta je s kortikální kostní tkání tloušťky 1 mm a druhá 2 mm. Výsledky tohoto porovnání jsou uvedeny na obrázku 10.4. Bylo provedeno celkem 18 výpočtů.

Verze modelu	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Tloušťka kortikály [mm]									
1 mm	1,3	1,4	1,5	1,8	1,9	2,0	2,4	2,5	2,7
2 mm	1,2	1,3	1,5	1,7	1,9	2,0	2,3	2,5	2,7

Tabulka 10.4: Vliv tloušťky kortikální kosti na vzájemný posuv ve směru Y – různé stavy nastavení fixátoru



Obrázek 10.4: Vliv tloušťky kortikální kosti na vzájemný posuv ve směru Y – různé stavy nastavení fixátoru

Pokud porovnáme výsledky mezi dvěma body umístěnými mezi šrouby fixátoru, je zřejmé, že tloušťka kortikální kosti neovlivňuje do zatížení 10 Nm celkovou deformaci sestavy kost-fixátor. Pro výsledný výpočtový model je vybráno řešení s kortikální kostí tloušťky 2 mm. Tato volba je učiněna z důvodu větší shody se skutečnou prasečí tibíí.

10.4 Vliv hustoty diskretizace na přesnost řešení

Předchozí výpočty sloužily pouze k určení citlivosti jednotlivých komponentů při řešení výpočtového modelu. Ke zlepšení věrohodnosti výsledků řešení v jednotlivých částech fixátoru je nutné provést optimalizaci konečnoprvkové sítě.

V první fázi určení citlivosti na velikost prvku se provedl výpočet u výpočtového modelu s kortikální kostí tloušťky 2 mm a nastavením 34-22-22. Jedná se o model, u kterého dochází k největším deformacím a tím ke vzniku velkého napětí. U tohoto modelu byla použita optimalizační metoda, která je k dispozici ve výpočtovém systému Ansys Workbench. Bylo nastaveno konvergenční kritérium 20 % a byl proveden upřesňující výpočet.

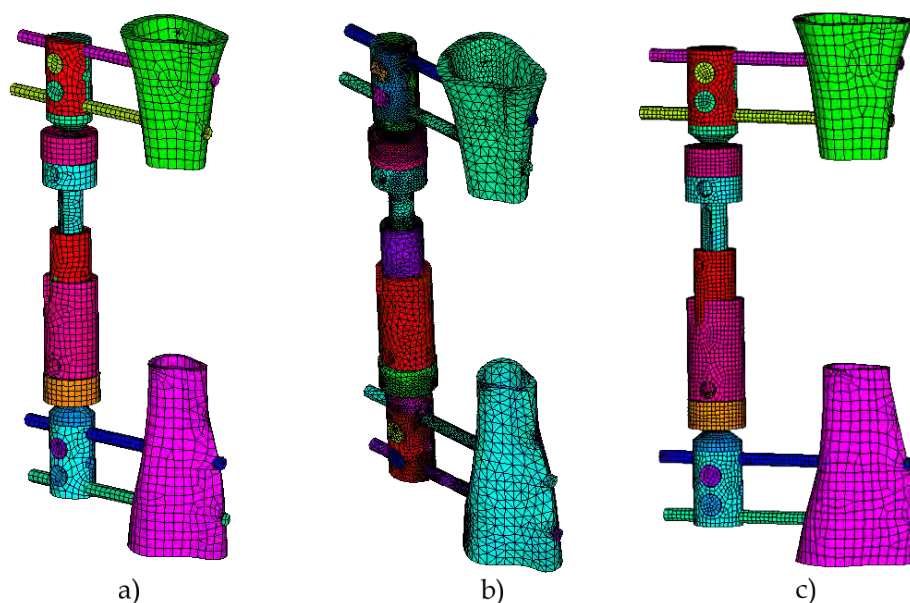
U této optimalizační metody dochází v průběhu jejího řešení ke zjemňování konečnoprvkové sítě na základě „snížení energetické chyby prvků“. Pokud řešení odpovídá rovnoměrně rozložené energetické chybě, pak je řešení u konce a je vygenerovaná nová (trojúhelníková) síť pro konkrétní řešení. Nevýhodou této metody je, že převede hexagonální síť na trojúhelníkovou, u které provede řešení. Po vyřešení výpočtového modelu byly odečteny rozměry takto nově vytvořených prvků a ty byly použity při řešení konečných verzí modelů. Nově použité velikosti prvků jsou uvedeny v tabulce 10.5. Zjemnění se provedlo především v oblasti krčku, v oblasti šroubů a poté na celkovém modelu.

Umístění (oblast)	Velikost nové sítě [mm]
Ocelové krčky	0,5
Tělo	2
Šrouby	2
Místo vstupu šroubu	1
Kortikální kost	5

Tabulka 10.5: Velikost konečné verze sítě výpočtového modelu fixátoru

Stav	Velikost napětí dle HMM [MPa]
Před optimalizací	366
Po aplikaci konvergenčního pravidla	364
Nově nadefinovaná síť	366

Tabulka 10.6: Přehled hodnot napětí dle kritéria HMM během optimalizace



Obrázek 10.5: Verze sítí modelu a) *původní* b) *optimalizovaná* c) *nově definovaná*

V průběhu optimalizace se nejprve provedlo převedení hexagonální sítě na trojúhelníkovou a na ní se provedlo řešení. Při vyřešení optimalizační úlohy došlo k předefinování velikosti prvku v místech, kde vznikají extrémní namáhání. Nové velikosti prvků v nově vzniklé síti posloužily pro ruční nadefinování nové hexagonální sítě v konečné variantě modelu (obr. 10.5b). Porovnání jednotlivých variant před a po optimalizaci je v tabulce 10.6, kde je porovnáno maximální redukované napětí dle podmínky HMM. Optimalizací se docílilo zpřesnění rozložení pole napětí a snížení počtu uzlů sítě (vzhledem k optimalizované trojúhelníkové síti) a tím došlo ke snížení výpočtového času.

Kapitola 11

HARDWAROVÉ VYBAVENÍ

Všechny varianty řešení byly počítány na počítači s těmito parametry:

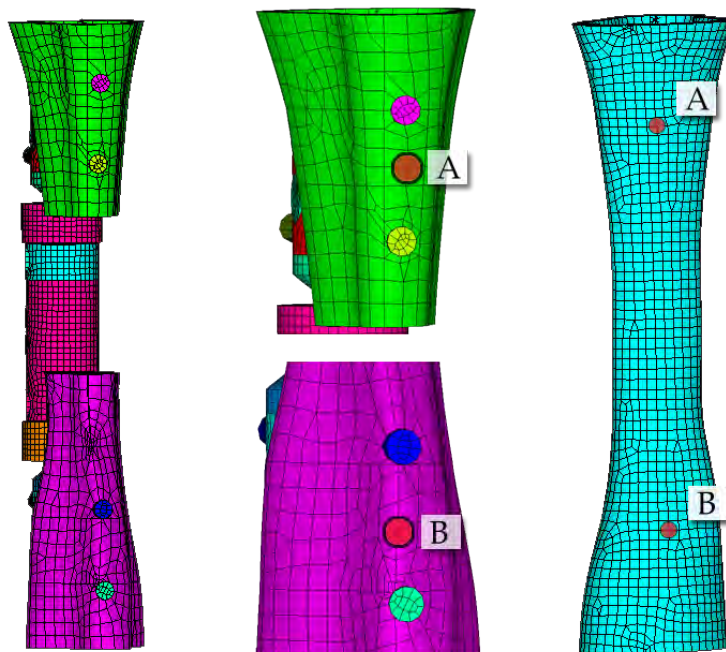
INTEL(R)CORE(TM)2CPU 6600@2.4GHz, RAM 1,98 GB

Doba výpočtu jedné úlohy se pohybovala kolem půl hodiny.

Kapitola 12

PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Celkem bylo řešeno sto úloh pro variantu s dvoumilimetrovou kortikální kostí bez spongiózy. Jednotlivé úlohy popisují dané stavy fixátoru a kosti. Ve variantách se měnilo zatížení v rozmezí 1–10 Nm a nastavení fixátoru. Zhodnocení všech variant je provedeno v grafech, které reprezentují různé stavy nastavení fixátoru. Vyhodnocovány jsou posuvy mezi jednotlivými fixovacími šrouby aplikovanými v kosti. Pro samostatnou kost jsou tyto body ve stejné vzdálenosti od horní a dolní části jako u aplikovaného fixátoru. Jednotlivé vyhodnocovací body jsou uvedeny na obrázku 12.1. Detailněji jsou vyhodnoceny výpočtové modely zatížené 8 Nm [17]. Ve výsledcích je prezentováno grafické vyjádření s hodnotami jednotlivých posuvů (ve směru X, Y, Z, celkový). Poté následují grafická zobrazení výsledků popisující jednotlivá rozložení napětí. Pro fixátor jde o hodnoty redukováného napětí dle podmínky HMH a pro kost jsou uvedeny průběhy napětí S1 a S3.



Obrázek 12.1: Vyhodnocovací místa A, B u finálního modelu a kosti

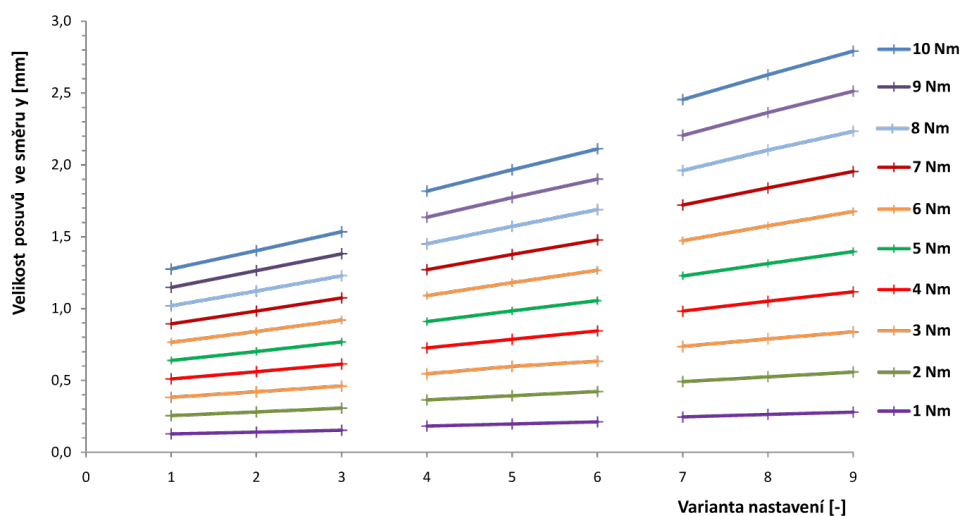
12.1 Posuvy jednotlivých kostí v závislosti na nastavení a zatížení

V tabulce 12.1 jsou uvedeny posuvy [mm] pro jednotlivé varianty nastavení ve skupinách po třech. V každé skupině se mění výškové nastavení těla fixátoru a jednotlivé skupiny jsou odlišné změnou vzdáleností fixátoru od kosti. Je vyhodnocován posuv ve směru Y, protože hodnoty v tomto směru se výrazně mění při změně zatížení a geometrické konfiguraci.

		Zatěžující moment [Nm]									
	Verze modelu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	14-0-0	0,1	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	0,9	1,0	1,1	1,3
2	14-11-11	0,1	0,3	0,4	0,6	0,7	0,8	1,0	1,1	1,3	1,4
3	14-22-22	0,2	0,3	0,5	0,6	0,8	0,9	1,1	1,2	1,4	1,5
4	24-0-0	0,2	0,4	0,5	0,7	0,9	1,1	1,3	1,5	1,6	1,8
5	24-11-11	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
6	24-22-22	0,2	0,4	0,6	0,8	1,1	1,3	1,5	1,7	1,9	2,1
7	34-0-0	0,2	0,5	0,7	1,0	1,2	1,5	1,7	2,0	2,2	2,5
8	34-11-11	0,3	0,5	0,8	1,1	1,3	1,6	1,8	2,1	2,4	2,6
9	34-22-22	0,3	0,6	0,8	1,1	1,4	1,7	2,0	2,2	2,5	2,8
10	Model kosti	0,01	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,05	0,06	0,07	0,07

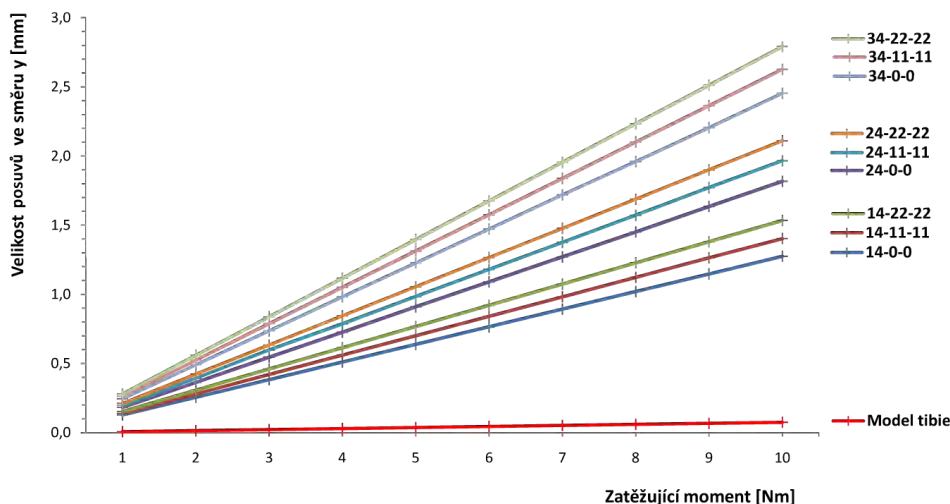
Tabulka 12.1: Hodnoty posuvů [mm] mezi body A a B pro všechny varianty nastavení

Celkové posuvy ve směru Y mezi body A a B jsou zaznamenány v grafu 12.2. V jednotlivých variantách si můžeme povšimnout lineární závislosti. Nejnižší hodnoty posuvů jsou při zcela složeném těle fixátoru a co nejbližší kosti. Naopak největší posuvy vykazuje nastavení, kdy fixátor je zcela roztážen a uchycen co nejdále od kosti. Zde dochází k výraznému posuvu (až 2,8 mm ve směru Y u konfigurace 34-22-22).



Obrázek 12.2: Posuvy u jednotlivých variant nastavení

V grafu 12.3 jsou uvedeny posuvy při jednotlivých stavech zatížení vždy pro jednu geometrickou konfiguraci fixátoru. Z těchto hodnot lze snadno odečíst, jaké hodnoty deformace budou při jednotlivých stavech zatížení, neboť graf vykazuje lineární závislost zatížení na deformaci.



Obrázek 12.3: Velikost deformace variant při změně velikosti momentu

12.2 Výsledky pro variantu 8 Nm

Je prezentována varianta s tímto zatížením, protože podle studie [17] nastává při chůzi právě takto velké zatížení tibie. Výsledky jsou uvedeny pro verzi modelu 14-0-0 a 34-22-22. Tyto varianty jsou zvoleny záměrně, neboť jde o extrémní nastavení. U verze 14-0-0 (minimální možné nastavení) dochází k nejmenším přetvořením a nejmenším napětím. Kdežto u verze 34-22-22 (maximální možné nastavení) dochází k maximálním přetvořením a napětím.

12.2.1 Verze modelu 14-0-0

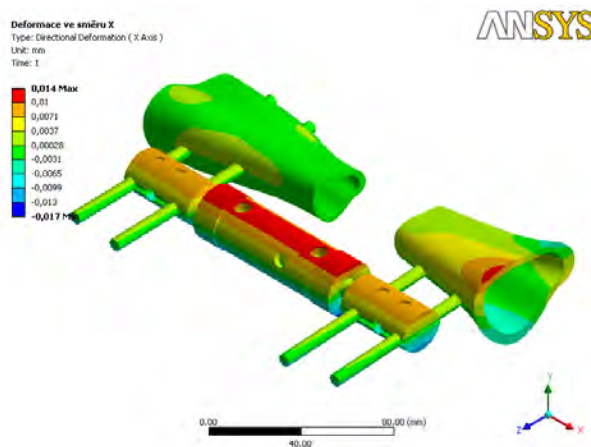
Deformační posuvy fixátoru

Na následujících grafických zobrazeních jsou vykresleny jednotlivé výsledky získané výpočtem. Obrázek 12.4 popisuje posuvy ve směru osy X. Hodnoty posuvů jsou velmi nepatrné, jelikož jsou v řádech setin.

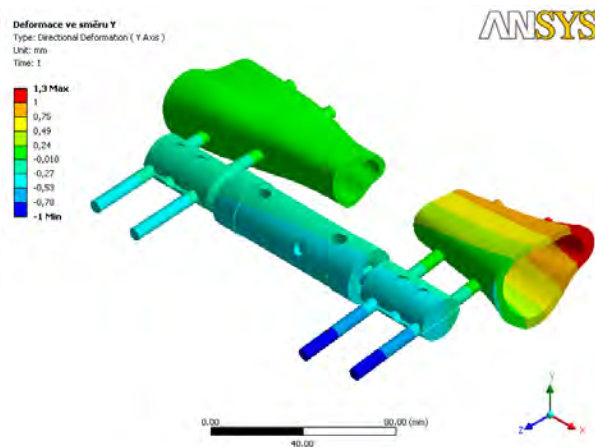
Na obrázku 12.5 jsou vidět posuvy již v řádech jednotek. Hodnoty těchto posuvů jsou takto výrazné z důvodů zatížení, které tímto směrem deformuje celý model a tím vyvolává zobrazené deformace. Na těle fixátoru si lze povšimnout spirálového zobrazení posuvů, které velmi názorně zobrazuje deformaci fixátoru. Pokud se zaměříme na distální fragment tibie, je vidět, že jsou zde v celém průběhu nulové posuvy, které vyplývají z okrajových podmínek. Nulové hodnoty posuvů na spodní části tibie jsou navíc prokázány výpočtem.

Obrázek 12.6 popisuje deformaci ve směru Z a je zde vidět mírný posuv v tomto směru. Tento posuv je způsoben zatížením aplikovaným na tento model. Nijak však výrazně neovlivňuje napětí na fixátoru.

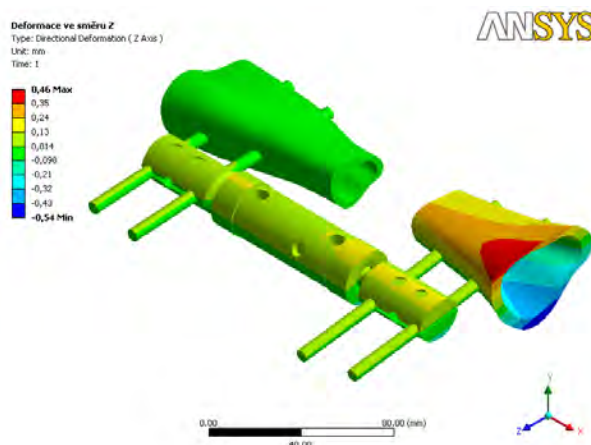
Na posledním obrázku 12.7 je pro přehled uvedený celkový posuv. Je zde zřejmý projev složky posuvu ve směru Y, která velice výrazně ovlivňuje celkové deformační chování fixátoru.



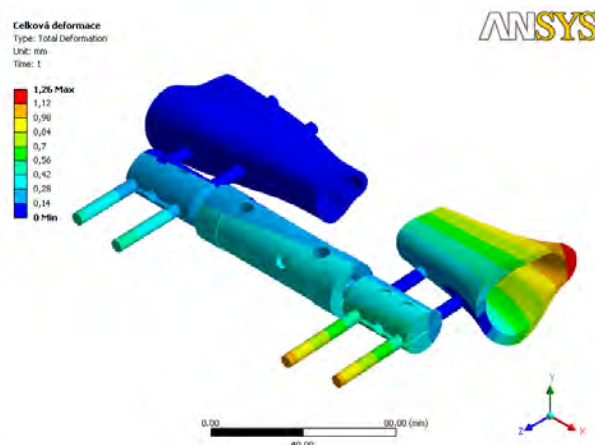
Obrázek 12.4: Deformace ve směru osy X



Obrázek 12.5: Deformace ve směru osy Y



Obrázek 12.6: Deformace ve směru osy Z

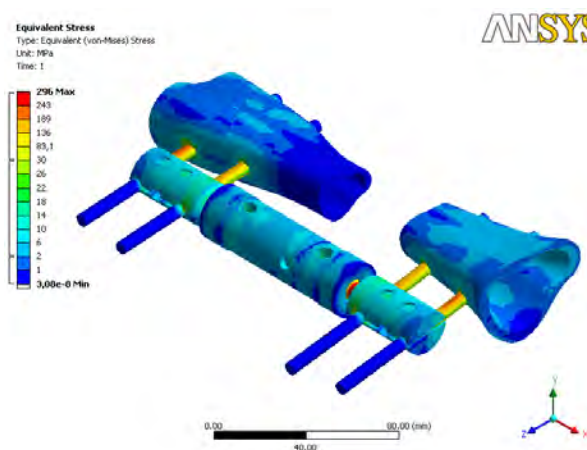


Obrázek 12.7: Celková deformace

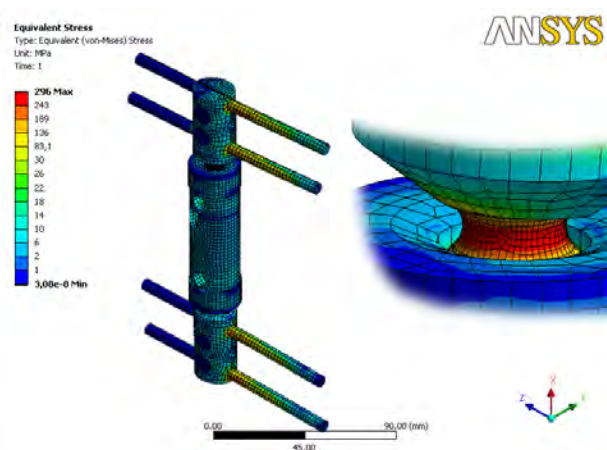
Napětí ve fixátoru a v kosti

Na obrázku 12.8 je rozložení redukovaného napětí podle podnínky HMH. Barevná škála napětí je upravena tak, aby v grafickém zobrazení hodnot byly patrné jednotlivé oblasti napětí ve fixátoru. Největší napětí vzniká na Shanzových šroubech a na krčcích fixátoru. Napětí na krčku dosahuje hodnot 295 MPa. Toto místo je nejnamáhavější z celého fixátoru. Na obrázku 12.9 je zobrazena použitá síť a detail krčku. Průběh napětí odpovídá zatížení, které torzně namáhá fixátor. Na šroubech vzniká ohybové napětí, které má velikost 230 MPa, což je o 65 MPa méně než v kritickém místě (krčku) fixátoru.

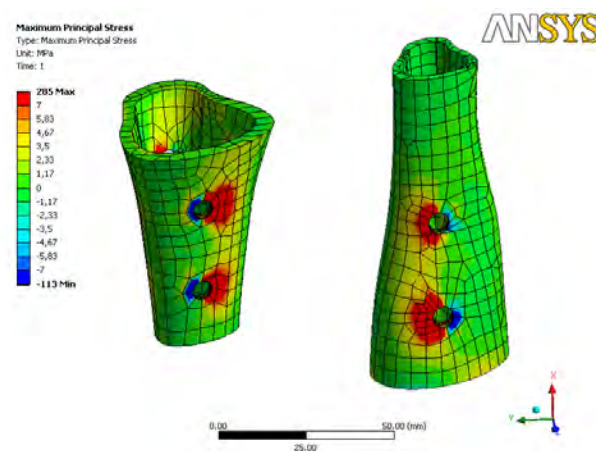
Průběh napětí na kostech je zaznamenán ve složkách napětí S1 a S3. Na obrázcích 12.10, 12.11 jsou patrná místa vysokého napětí u vstupu šroubu do kosti, ale tato místa nejsou na úrovni modelu hodnotitelná kvantitativně. Kvalitativně tato místa však odpovídají, ale pro jejich zhodnocení by byl zapotřebí model vyšší úrovně. Jelikož je zde velmi zjednodušeně modelován vstup šroubu, nemůžeme o těchto hodnotách prohlásit, že jsou věrohodné. Můžeme si však na celém fragmetu kosti povšimnout, že torzní namáhání výrazně neovlivňuje napětí na kosti a nedochází zde k velkým hodnotám napětí.



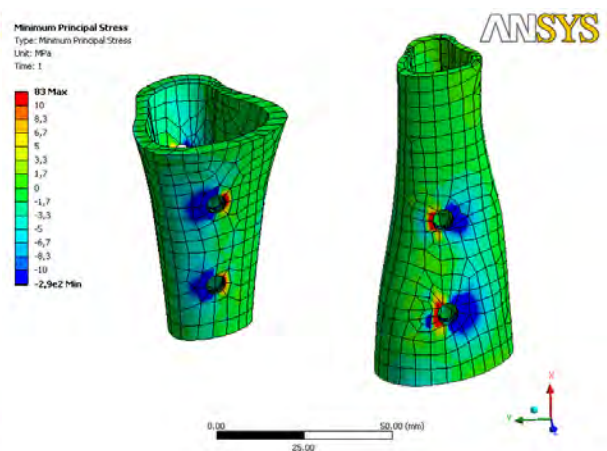
Obrázek 12.8: Rozložení napětí dle HMH



Obrázek 12.9: Rozložení napětí dle HMH



Obrázek 12.10: Rozložení napětí S1-kost



Obrázek 12.11: Rozložení napětí S3-kost

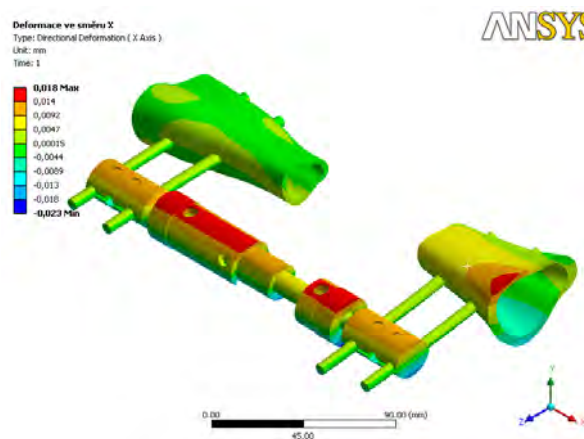
12.2.2 Verze modelu 34-22-22

Deformační posuvy fixátoru

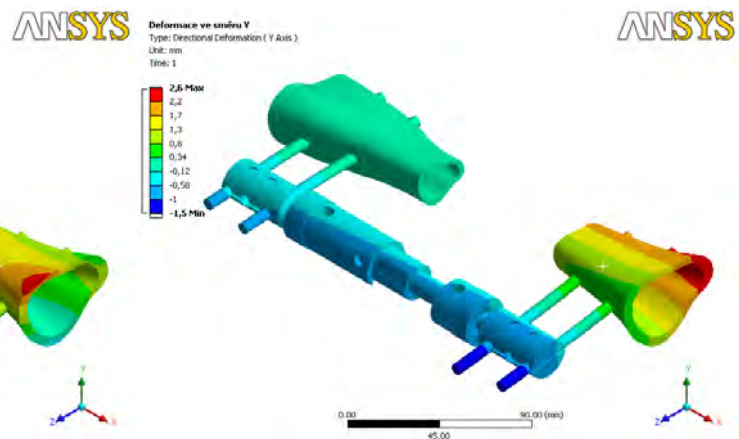
Na obrázku 12.12 jsou zobrazeny posuvy jednotlivých uzlů ve směru X. Z hlediska vyhodnocování jsou tyto hodnoty nepodstatné, neboť jejich hodnoty jsou v řádech setin, jak je vidět na stupnici barevné škály.

Obrázek 12.13 názorně zobrazuje posuvy vzniklé momentovým zatížením ve směru Y. To způsobuje barevné pole ve tvaru šroubovice na těle fixátoru. Nejvýznamnější posuv vzniká v místě zatížení momentem. Pro celkové zhodnocení byly hodnoty použity právě z tohoto vyhodnocovacího směru. U tohoto typu modelu vznikají největší posuvy v důsledku největšího vytažení fixátoru a odsazení fixátoru od kosti. Tato skutečnost je patrná, pokud porovnáme jednotlivé hodnoty posuvu na obrázku 12.5 a obrázku 12.13.

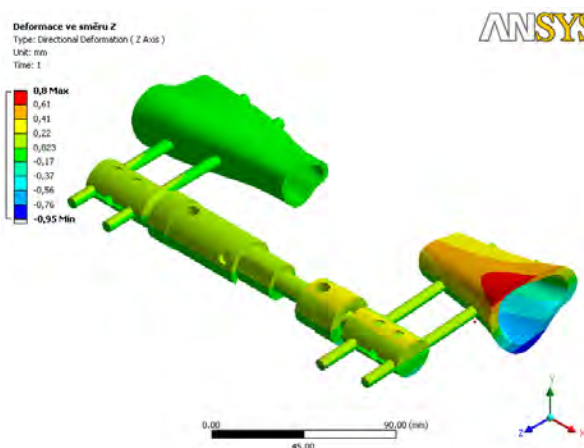
Obrázek popisující deformaci fixátoru ve směru Z (obr. 12.14) zobrazuje pouze lokální posuvy na kosti, na které je aplikováno zatížení. Je vidět, že tento posuv nezpůsobuje nijak výrazné napětí, které by musel fixátor přenášet.



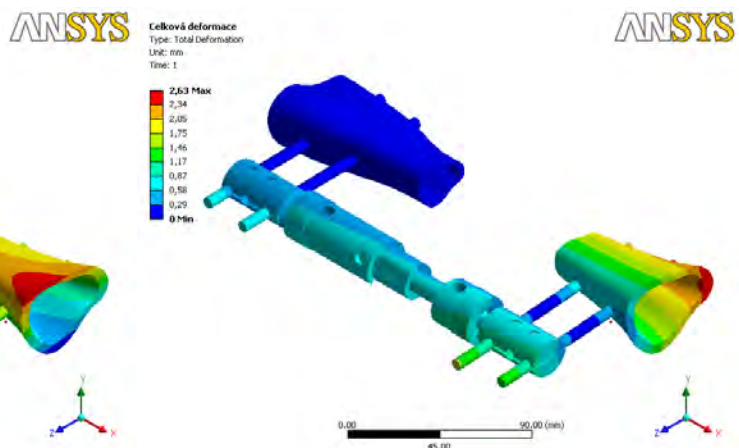
Obrázek 12.12: Deformace ve směru osy X



Obrázek 12.13: Deformace ve směru osy Y



Obrázek 12.14: Deformace ve směru osy Z

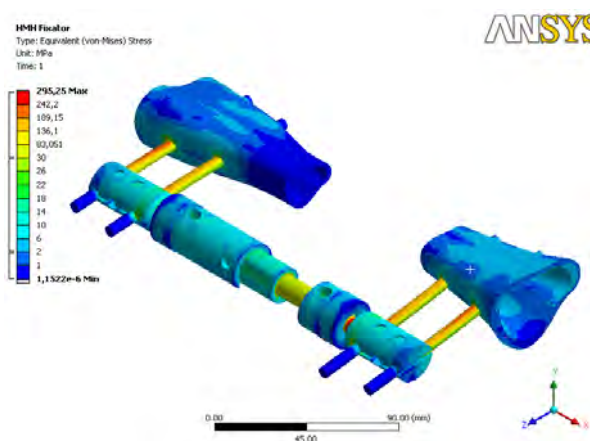


Obrázek 12.15: Celková deformace

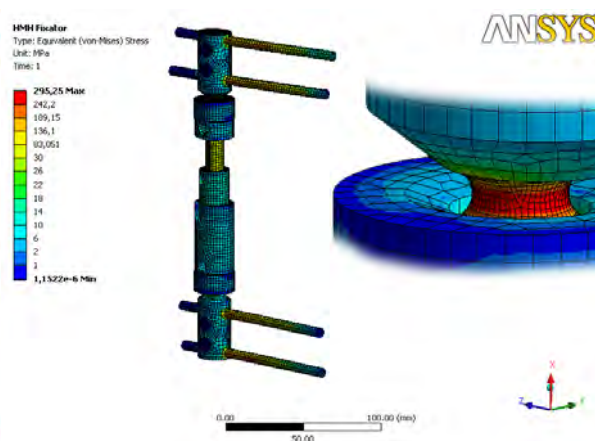
Napětí ve fixátoru a kosti

Na obrázcích 12.16 a 12.17 jsou zobrazena pole napětí podle podmínky HMH na fixátoru a kritickém místě (krčku). Barevná škála je upravena tak, aby byly co nejvíce znatelné jednotlivé průběhy napětí. Největší hodnota napětí je v kritickém místě fixátoru. Toto místo se dle předpokladu projevilo v místě krčku kloubu spojujícího horní a dolní část. Napětí v tomto místě má velikost 295 MPa. Napětí jsou shodná jako u všech verzí zatížených 8 Nm. Mezi další kritická místa patří šrouby vstupující do kosti, kde je vyvolané ohybové napětí o velikosti 230 MPa.

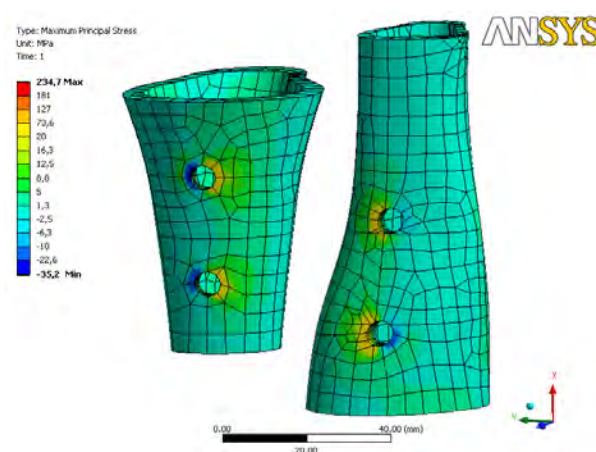
Na obrázcích 12.18 a 12.19 jsou na první pohled zřejmá místa vstupu šroubu do kosti. Jak již bylo zmíněno, v těchto místech není zadána objektivní okrajová podmínka, a proto nemůžeme na toto napětí nahlížet jako na správné. Na obrázcích je patrné, že torzní zatížení nevyvolává v kosti výrazné složky napětí. Tuto skutečnost dokumentují obrázky 12.18 a 12.19. V modelové situaci zde vzniká jen velmi malé napětí, které bychom mohli i zanedbat. Výsledek je velmi podobný jako u modelu 14-0-0.



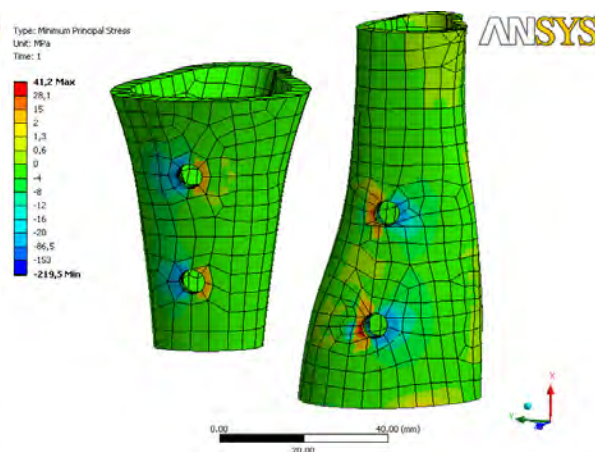
Obrázek 12.16: Rozložení napětí dle HMH



Obrázek 12.17: Rozložení napětí dle HMH



Obrázek 12.18: Rozložení napětí S1-kost



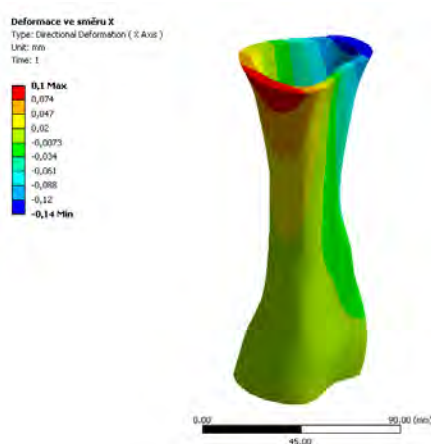
Obrázek 12.19: Rozložení napětí S3-kost

12.2.3 Model tibie

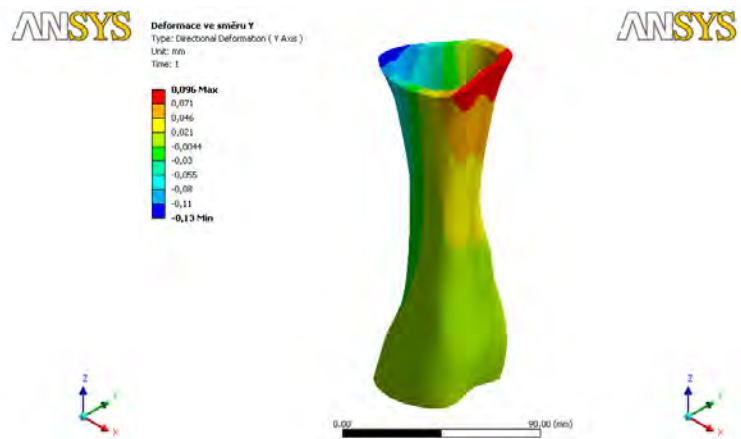
Deformace modelu tibie

Na obrázku 12.20 je zobrazen posuv uzlů ve směru X, tento směr je shodný se směrem Y u modelu fixátoru. Při porovnání s hodnotami fixátoru jsou posuvy výrazně nižší. To je způsobeno celkově větší tuhostí kosti. Na obrázku 12.21 je znázorněn posuv ve směru Y, který u modelu fixátoru odpovídá směru Z. Opět je patrné, že posuvy jsou řádově desetkrát menší než při aplikovaném fixátoru. Zejména pokud porovnáme hodnoty v měřených uzlech (obr. 12.1).

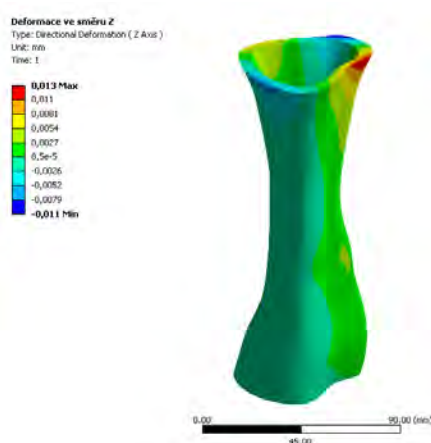
Na obrázku 12.22 posuvů ve směru Z jsou hodnoty posuvů velmi malé. V podstatě je můžeme zanedbat. Pro celkový přehled deformace je uveden obrázek 12.23. Zde si můžeme povšimnout, že dominantní složka posuvu vznikla vektorovým součtem posuvu ve směru X a Y.



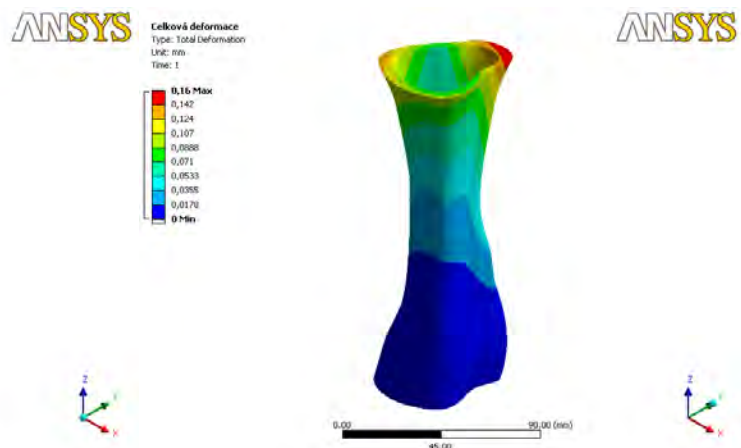
Obrázek 12.20: Deformace ve směru X



Obrázek 12.21: Deformace ve směru Y



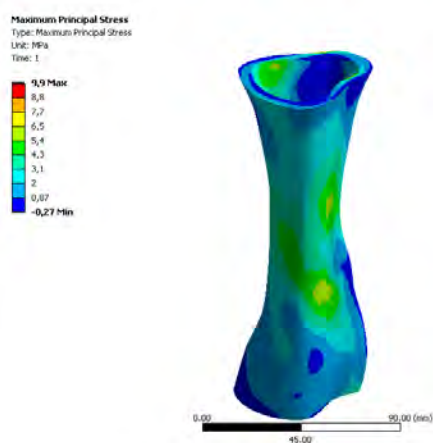
Obrázek 12.22: Deformace ve směru Z



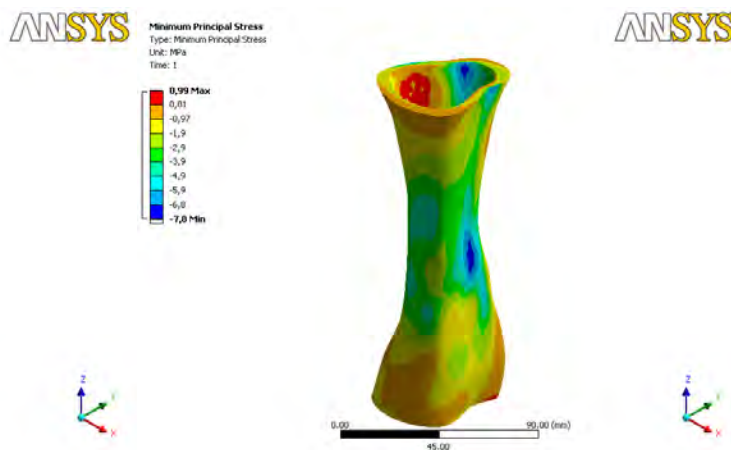
Obrázek 12.23: Celková deformace

Napětí v tibii

Výsledky napětí na kortikální kosti tibie jsou zobrazeny na obrázcích 12.24 a 12.25. Maximální hodnoty napětí mají velikost 10 MPa a vznikají na vnitřní straně kosti u napětí S1. Tlaková napětí vznikající u napětí S3 mají naopak největší hodnotu na vnější straně prasečí tibie. Tato napětí se ale vyskytují ve střední oblasti kosti. Tato část ovšem při poranění není celá, a tudíž můžeme tyto hodnoty brát jen jako orientační.



Obrázek 12.24: Rozložení napětí S1



Obrázek 12.25: Rozložení napětí S3

Kapitola 13

ZÁVĚR

Fixátor byl modelován v různých geometrických variantách a při různých stupních zatížení. Řešení bylo zaměřeno především na vzájemný posuv dvou fragmentů kostí (obr. 12.1).

Celkem bylo řešeno sto úloh. Devadesát úloh odpovídalo různým stavům nastavení fixátoru. Měnila se geometrická konfigurace a velikost zatížení. Zbylých deset výpočtů bylo zaměřeno na výpočet modelu tibie. Porovnání posuvů kosti s aplikovaným fixátorem názorně zobrazuje graf 12.3. Je patrné, že se zvětšujícím se roztažením fixátoru a se zvětšujícím se odsazením fixátoru od kosti se jednotlivé posuvy zvětšují lineárně. Poznatek lineární závislosti vysunutí těla fixátoru a odsunutí od kosti lze využít na vytvoření představy závislosti mezi variantou nastavení a tuhosti soustavy při dané úrovni zatížení. Tato znalost je velmi vhodná pro ošetřujícího lékaře, neboť mu může kvalitativně pomoci při rozhodování o způsobu nastavení fixátoru.

Na základě výsledku výpočtového modelování lze nalézt vhodnou konfiguraci vzhledem k deformaci fixátoru. Bylo jednoznačně prokázáno, že se zvětšujícím se odsazením od kosti a se zvětšujícím se roztažením těla fixátoru se zvětšuje deformace a snižuje tuhost fixátoru. Pokud se na fixátor zaměříme z deformačně napěťového hlediska, vyskytují se zde dvě oblasti s výraznými napětími. Na krčku, jakožto nejkritičtější místo fixátoru, vzniká v obou těchto případech (14-0-0 a 34-22-22) napětí o velikosti 295 MPa. Druhým nejvíce namáhaným místem fixátoru jsou Schanzovy šrouby, kde v případě obou porovnávaných verzí modelu vznikají maximální ohybová napětí o velikosti 230 MPa. Toto výrazné ohybové namáhání má nepříznivý vliv na vzájemný posuv fragmentů kostí.

Po porovnání fixátoru s modelem tibie můžeme konstatovat, že hodnoty posuvů u aplikovaného fixátoru jsou při torzním zatížení mnohem vyšší než u celistvé tibie. Model tibie u zatížení 8 Nm vykázal velmi malé posuvy v řádech setin milimetrů. Z toho lze usuzovat, že fixátor splňuje funkci stabilizace zlomeniny na dolní končetině. Na základě výpočtů byla prokázána dostatečná stabilizace a vliv jednotlivých nastavitelných parametrů fixátoru na jeho tuhost.

Uvedené lze považovat za splnění cíle řešení této práce.

Literatura

- [1] Akkas, N.: **Progress in biomechanics**, NATO Advanced Study Institute, 1978 Ankara, Turkey, ISBN 9028604790
- [2] Čihák, R.: **Anatomie 1.**, Praha, Avicenum, 1987, ISBN 80-7169-970-5
- [3] Dungal, P. a kol.: **Ortopedie**, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8
- [4] Netter, F. H.: **Anatomický atlas člověka**, Grada Publishing a.s., V.3, ISBN 8024711532
- [5] Putz, R., Pabst, R.: **Sobotta – Atlas of human Anatomy**, V.2 Trunk, Lippincott William and Wilkins – A Wolters Kluwer Company, 21. edice, 2000, ISBN 3-437-41950-1
- [6] Sinělnikov, R. D.: **Atlas anatomie člověka I**, Avicenum, Praha, 1980
- [7] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: **Základy ortopedie**, Triton 2001
- [8] Valenta, J.: **Biomechanika člověka, svalově kosterní systém**, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [9] Yuehwei, H. A. Robert, A. D.: **Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface**, CRC Press 2000, ISBN 0849302668
- [10] Cetik, O., Çift, H., Ari, M., Comert, B.: **Arthroscopy-assisted combined external and internal fixation of a pilon fracture of the tibia**; Hong Kong Med J. 2007;13:403-5
- [11] De Bastiani, G., Aldegheri, R., Brivio, L. R.: **The treatment of fractures with a dynamic axial fixator.**, J Bone Joint [Br], 1984;66-B:538-45
- [12] Eralp, L., Kocaoglu, M., Yusof, N. M., Bulbul, M.: **Distal Tibial Reconstruction with Use of a Circular External Fixator and an Intramedullary Nail, The Combined Technique**; © 2007 The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc., 10.2106/JBJS.F.01579
- [13] Georgoulis, A. D., Ristanis, S., Giakas, G., Moraiti, T., Papageorgiou, C., Stergiou, N.: **Knee Tibial Internal-External Rotation after ACL Reconstruction**; <http://gait.aidi.udel.edu/gaitlab/gcma/info/abstracts/012.abs20102.pdf>
- [14] Horwitz, D. S., Schabel, K. L. S., Higgins, T. F.: **The Economic Impact of Reprocessing External Fixation Components**; The Journal of Bone and Joint Surgery (American). 2007; 89:2132-2136.
- [15] Kato, N., Koshino, T., Saito, T., Takeuchi, R.: **Estimation of Young's modulus in swine cortical bone using quantitative computed tomography**; INIST-CNRS, Cote INIST : 8676, 35400007358584.0010
- [16] Kenwright, J., Richardson, J. B., Cunningham, J. L., White, S. H., Goodship, A. E., Adams, M. A., Magnussen, P. A., Newman, J. H.: **Axial movement and tibial fractures**; J Bone Joint Surg [Br] 1991, VOL. 73-B, No. 4, July 1991

- [17] Lee, W., Frossard, L., Hagberg, K., Haggstrom, E., Lee Gow, D., Gray, S., Brane-mark, R.: **Direct Measurement of 3D Force and Moment on Lower-Limb Osseointegrated Fixation**,
<http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/Abstracts/144-Lee.pdf>
- [18] Ogrodnik, P. J., Moorcroft, C.I., Thomas, P.B.; **Measuring multi-dimensional, time-dependent mechanical properties of a human tibial fracture using an automated system**; Proc. IMechE, Vol. 221 Part H: J. Engineering in Medicine, 2007
- [19] Reznick, A. Z., Coleman, R., Stein, H., Phil, D.; **Enzymatic Activities in Limb Muscles, Subjected to External Fixation With Ring-Hybrid Frames**;
<http://www.ORTHOSuperSite.com>, April 2007, Vol.30, N.4
- [20] Richardson, J. B., Gardner, T. N., Hardy, J. R. W., Evans, M., Kuiper, J. H., Kenwright, J.; **Dynamization of tibial fracture**; J Bone Joint Surg [Br] 1995;77-B:412-6
- [21] Zgonis, T., Jolly, G. P., Blume, P.; **Current Concepts In External Fixation**;
<http://www.podiatrytoday.com>, April 2003, V.16, Issue 4
- [22] **Bone mechanical properties**, http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm
- [23] **Cancellous bone**, http://academic.wsc.edu/faculty/jatodd1/351/cancellous_bone.jpeg
- [24] **Cancellous bone**,
http://www.feppd.org/ICB-Dent/campus/biomechanics_in_/ldv_data/mech/basic_bone.htm
- [25] **External Fixation Talk: ASSH November 2-3, 2001**, <http://www.eradius.com/External%20Fixation%20Talk%20ASSH%20November%202-3,%202001.htm>
- [26] Holubář, J.: **Operační léčba zlomenin**, Sanquis,
http://www.sanquis.cz/clanek.php?id_clanek=271
- [27] **Kostra bérce**,
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompndium/anatomie/dk_stehno_kostra.php
- [28] **Orthofix**, <http://www.orthofix.com>
- [29] **Stavba dlouhých kostí**, http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompndium/anatomie/kosti_stavba_dlouhe.php
- [30] **Synthes**, <http://www.synthes.com>
- [31] Ansys: **Release 11.0 Documentation for Ansys**

PŘÍLOHA

Součástí této diplomové práce je 1ks DVD, který obsahuje elektronickou podobu textové části. DVD obsahuje následující složky:

Diplomová práce

Deformačně napěťová analýza fixátoru dolní končetiny Orthofix.pdf

Výpočtový model a výsledky řešení

Model

Řešení pro 8 Nm